The Theory and Practice of
New Digital Techniques of Forensic Pathology

法医病理
数字化新技术理论与实践

主编 刘宁国 陈忆九


上海科技教育出版社



The Theory and Practice of New Digital Techniques of Forensic Pathology

法医病理

数字化新技术理论与实践



The Theory and Practice of New Digital Techniques of Forensic Pathology

法医病理数字化新技术理论与实践

主编　刘宁国　陈忆九



上海科技教育出版社

图书在版编目(CIP)数据

法医病理数字化新技术理论与实践 / 刘宁国等主编.—上海:上海科技教育出版社,2015.1
ISBN 978-7-5428-6009-5

Ⅰ. ①法…　Ⅱ. ①刘…　Ⅲ. ①数字技术—应用—法医学—病理学　Ⅳ. ①D919.1-39

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2014)第 153263 号

责任编辑　蔡　婷
封面设计　符　劼

法医病理数字化新技术理论与实践
主编　刘宁国　陈忆九

出版发行　上海世纪出版股份有限公司
　　　　　上 海 科 技 教 育 出 版 社
　　　　　(上海市冠生园路 393 号　邮政编码 200235)
网　　址　www.sste.com　www.ewen.co
经　　销　各地新华书店
印　　刷　上海中华印刷有限公司
开　　本　787 × 1092　1/16
字　　数　352 000
印　　张　21
插　　页　4
版　　次　2015 年 1 月第 1 版
印　　次　2015 年 1 月第 1 次印刷
书　　号　ISBN 978-7-5428-6009-5/R·433
定　　价　198.00 元

主　编

刘宁国　陈忆九

编　委(按姓氏笔画排序)

万　雷(助理研究员)
毛明远(法医师)
刘宁国(主任法医师)
许建荣(教授)
李正东(研究实习员)
邹冬华(助理研究员)
张建正(教授)
张建华(副主任法医师)
陈忆九(研究员)
邵　煜(研究实习员)
郑　剑(讲师)
赵俊义(工程师)
赵辉林(主治医师)
秦志强(主任法医师)
黄　平(副研究员)

法医病理数字化新技术理论与实践

内容提要

本书详细介绍了近年来开展并投入实践的法医虚拟解剖、计算机生物力学仿真、数字化快速三维现场图、法医骨学专家系统和全息数字病理切片等研究和鉴定成果，并报道了国内外最新科研成果和工作实践。

全书分为六章。每章既有数字化法医病理技术手段的最新概况，也有该技术手段所依据的基本理论和方法，同时还对相应技术在法医学各类鉴定中的应用分别进行归纳、总结，涵盖了法医病理数字化技术及其相关领域的基础理论和应用实践。本书可供从事法医学鉴定和科学研究工作的公安、检察、法院、高校和社会鉴定机构等人员阅读参考，也可为司法审判人员、大中专院校相关专业学生以及法律工作者提供帮助。

编写说明

法医病理学是一门古老的学科，解剖刀和显微镜一直是法医病理鉴定的主要必备工具。然而，正如临床医学科学不断将新技术、新方法用于疾病的诊断、治疗工作中一样，法医病理学也需要不断补充相关专业的新技术手段来提高鉴定、科研水平。近年来，随着计算机技术的蓬勃发展，数字化技术正在为各学科领域带来革命性的突破，而当这些新技术与法医病理学结合在一起时，也必然成为推动学科发展的新动力。

本书作者立足于近年来亲身从事的数字法医病理学研究、鉴定工作，查阅了国内外最新科研成果和案例报道，将基础理论、研究进展、操作方法与具体案例实践相结合，从理论和实践两方面加以归纳总结，力图深入浅出地介绍这些法医病理学领域新的数字化技术手段。全书分为六章，其中前三章重点介绍当前发展较快的虚拟解剖技术和有限元、多刚体等计算机虚拟仿真技术。在本书的后三章，作者从实际工作需要出发，分别介绍了在鉴定工作中有较强实用性的快速三维现场图构建、法医骨学专家系统和法医病理全息数字切片等数字化技术。

自2000年以来，反映法医病理学数字化技术研究的专业文献量迅速增多。作者所在科研团队自2005年起开始虚拟解剖、虚拟人体生物力学研究及其他相关数字化技术手段的探索工作，通过国家自然科学基金项目“基于数字技术的交通伤致伤方式及生物力学研究”(30872920)，国家自然科学基金小额探索项目“钝力性损

伤数字化构模及应力响应研究"(81072507),国家自然科学基金项目"有限元法求解颅脑损伤机制及生物力学阈值量化研究"(81273338),国家自然科学基金青年科学基金项目"交通伤有限元法数字化构模及碰撞生物力学研究"(81102300),上海市自然科学基金项目"钝力性颅骨骨折形态的数字化生物力学分析"(10ZR1431200),上海市科委社会发展专项"基于数字化构模的交通伤碰撞生物力学动态响应重建及安全防范研究"(14231202500)等多项科研课题研究,并结合实际工作中真实案例的同步分析比对,已在国内外期刊上发表了多篇研究论著,为本书积累了丰富的素材。本书主要研究内容的成果,已获得了2013年度上海市科学技术进步奖三等奖。

目前,作者所在的科研团队正承担着国家"十二五"科技支撑计划项目《人体损害检测与鉴定技术研究》(项目编号:2012BAK16B02),项目组已多次将本书中涉及的数字化新技术探索性地应用于司法鉴定案例之中,取得了大量令人信服的数据,解决了鉴定工作中的实际难题。

在完成本书主要研究成果的过程中,得到了上海交通大学医学院附属仁济医院、上海市公安局交通警察总队、上海交通大学机械系统与振动国家重点实验室、上海理工大学机械学院、华东理工大学信息科学与工程学院以及比利时玛特瑞尔莱斯公司等单位的大力支持和密切配合,分别提供了影像学技术和医学素材、交通事故案例和现场相关材料、多刚体构模的技术支持、有限元建模的探索和转化、法医专家系统理论和实施以及计算机仿真模型的优化等,成为课题得以顺利完成的有力保障。

本书主要作者所在机构是国家级司法鉴定机构和鉴定技术研究机构,是国内首家购置螺旋CT应用于法医学虚拟解剖研究的科研单位,也是首家全面开展虚拟解剖鉴定的司法鉴定部门,并在国内率先开展了法医生物力学的计算机仿真研究,近年来通过所承担的国家级和省部级科研课题已积累了大量的基础理论知识和专业思路,在司法检案中又获得了宝贵的实践经验,编写小组成员均是正在从事法医病理科学研究和检案应用的法医学、影像学等相关专业的专家和研究人员,具有丰富的专业理论知识和实践经验。

本书的出版有利于帮助相关专业人员迅速了解掌握先进专业技术,并在硬件上、技术上做好进一步完善,对于推动学科发展、解决社会矛盾以及促进社会和谐具有重要的现实意义。

本书编写力求取材新颖、资料翔实、内容全面，充分利用法医学、影像学和临床相关学科已有的学术成果，按照法医病理的专业体系和分类安排篇幅，而于各章节中穿插介绍法医病理学数字化技术的内容及其在法医学方面的应用，使各专业理论和技术在各部分达到完美融合。

本书可供从事法医学鉴定和科学研究的公安、检察、法院、高校和社会鉴定机构等工作人员阅读参考，也可为司法审判人员、大中专院校相关专业学生以及律师等法律工作者提供帮助。因此，预期在司法鉴定领域、法律领域、医学领域及教学领域中都有一定的需求。

编者

2014年9月15日

主编介绍

刘宁国

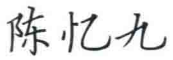
主任法医师

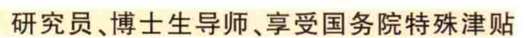


1999年上海医科大学法医学专业获医学硕士学位,1999年起在司法部司法鉴定科学技术研究所从事法医病理学的科学研究、司法鉴定和《法医学杂志》编辑工作。作为第一鉴定人完成法医病理专业包括重大疑难案件在内的各类鉴定2000余例，主持或参与多项国家科技部、司法部及上海市自然科学基金等科研项目，在国内外学术刊物上发表论文20余篇，其中SCI收录刊物2篇,参编专著3部。

研究方向:法医病理学损伤时间推断、法医虚拟解剖、法医生物力学和计算机仿真。代表性研究项目有上海市自然科学基金项目《纤连蛋白剪接异型体金标抗体试剂条研发》《钝力性颅骨骨折形态的数字化生物力学分析》。







1984 年上海医科大学毕业后留校在法医学系工作，1990 年获医学硕士学位。1997 年起在司法部司法鉴定科学技术研究所法医病理学研究室从事鉴定与研究工作。目前兼任上海市司法鉴定协会法医病理专业主任委员、中国法医学会法医病理专业委员会副主任委员、上海市人身伤害专家委员会委员、全国刑事技术标准化技术委员会法医检验分技术委员会委员、中国实验室国家认可委员会技术委员会法庭科学分委会委员。每年数十次赴全国各地鉴定重大疑难案件，在法医学损伤与疾病关系研究中卓有建树。主持国家自然科学基金、省部级科研项目 10 余项，发表学术论文 50 余篇，主编、副主编法医病理学学术著作各 1 部，参编学术著作 8 部。2010 年被司法部授予首届全国司法鉴定先进个人称号。

研究方向：损伤与疾病关系研究、机械性损伤致伤方式研究、损伤生物力学研究等。


目
录

第一章 基于现代影像学技术的法医虚拟解剖

第一节 虚拟解剖概论

一、法医解剖学的基本要求和局限性

在刑事犯罪、民事纠纷、工伤事故等一切涉及法律、诉讼责任划分的死亡案件中，查明死亡原因是一切工作的立足点和出发点，而法医学尸体解剖(medicolegal autopsy)则是公认明确死亡原因的根本手段。因此，法医病理学就是建立在系统尸体解剖的基础上，充分根据病理学、痕迹学、生物力学甚至是运动学等各学科知识，观察、分析和判断造成人体死亡的直接原因和根本原因，从而达到认定造成死亡的暴力来源、程度和各暴力因素在死亡中的比例关系的目的，为司法工作服务。这些需求决定了法医病理学尸体解剖工作必须系统、细致、全面：从衣着痕迹、皮肤损伤形态和特殊征象，到软组织出血部位和范围，乃至骨折形变的范围和方向以及内部器官的伤病变化等，均需仔细观察并综合分析判断。

尸体解剖是法医病理学的基本功，完成一次高质量的尸体解剖不仅要求法医具备扎实的病理理论知识和解剖操作技能，还要求其具有系统而合乎逻辑的辩证思维、丰富的工作经验以及细致入微的观察能力，由于不同法医存在经验和理论水平的差异，当面对同一尸体中存在的证据时，不同操作者获得的信息量也不尽相同，某些时候可能因为对某些关键细节特征的忽视，最终会得出完全相反的结论。所以从全面分析的角度来看，尽可能最大限度地获得尸检信息，是准确判断死亡原因、致伤方式等的关键因素。

然而，即使是具有较高经验水平的解剖操作者，由于受各种客观条件的限制，通过尸体解剖并不一定能获得足够有力的信息来判断死因。其原因可能来自于组织的特殊结构、特殊部位的局限，也可能来自于操作者观察能力的局限，还可能来自于死亡后各种理化因素导致尸体发生的改变，致使尸体解剖信息的不同程度地



灭失。常见原因如下：

（一）人体结构的特殊性

根据《中华人民共和国公共安全行业标准——法医学尸体解剖（GA/T 147-1996)》3.1.1 和 3.1.2 的要求，系统解剖包括颅腔、胸腔、腹腔的剖验，特殊情况下根据案件需要可做包括脊髓腔、关节腔、四肢、背臀部及会阴部的剖验。故在一般情况下，若无特殊需要或是案情、尸表征象无特殊提示时，存在于脊髓腔、关节腔、四肢、背臀部及会阴部等部位的损伤或病变可能会被忽略。此外，虽然理论上法医学尸体解剖允许对尸体进行任何程度的破坏，然而，人体一些特殊部位解剖结构相当复杂，在基于保持尸体相对完整性的前提下，某些部位如颅底(图 1-1-1，图 1-1-2)、颧弓、眶底、鼻旁窦、内耳等部位常常难以顾及。

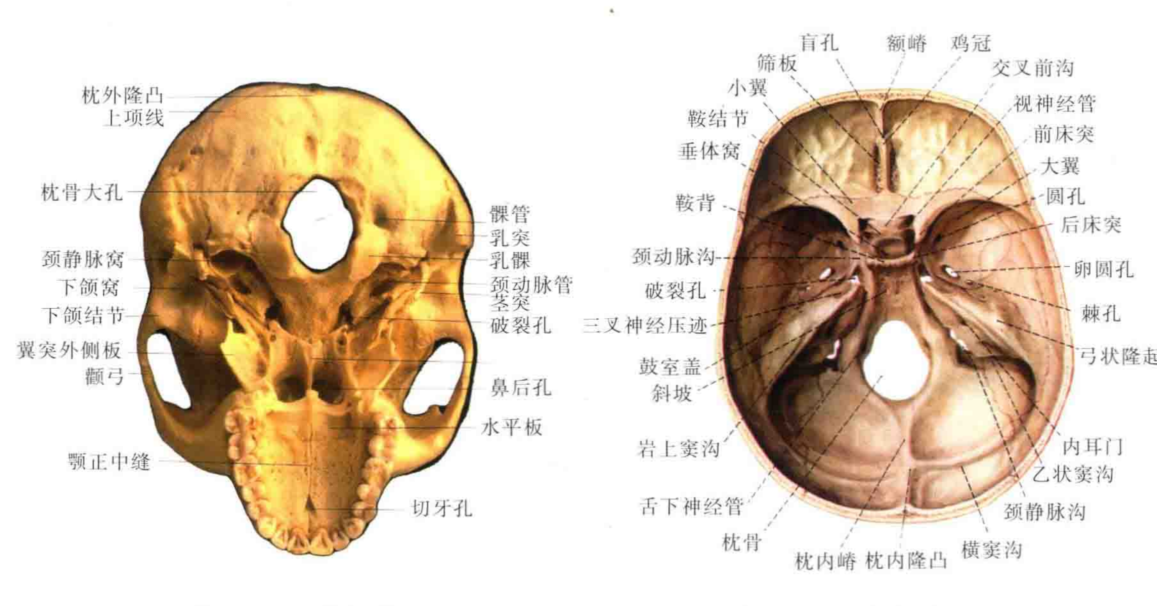


图 1-1-1　颅底(外面观)　　图 1-1-2　颅底(内面观)

（二）解剖过程中的破坏

解剖过程在某种意义上类似于考古或文物发掘过程，在检查、观察的同时往往会对尸体产生一定程度的破坏。尽管每一步骤要求操作者尽最大可能保持证据的原貌，而且在手术前后都需要拍照固定证据，但解剖过程毕竟需要对器官、组织切割、分离、牵拉、锯断甚至开凿，伴随着解离的进行，体内无定形成分如血(液)、气体等往往会顺切口排出，或是柔软组织如脑疝由于失去原有完整组织的支撑而改变其原始形状。再如原有的窦(腔)道，特别是最能反映致伤物特征、作用力方向的锐器、钝器或枪弹在体内形成的特征性通道，会随着解剖操作的牵拉、分割等过程而

变得难以还原，给后续的分析工作带来困难。

（三）尸体腐败

理论上说，死亡一旦发生，尸体腐败过程就开始了。在大量的溶组织酶和腐败菌的作用下，损伤或病变特征逐渐模糊乃至湮灭，如红细胞溶血可使出血区域边界不清，组织液的弥散、渗出可使体腔内的积液量发生变化，其成分亦可随之发生较大变化而影响法医的判断。再如器官发生腐败后，大脑、脊髓等脂肪、液体含量较多的组织可发生液化，虽然在颅腔内还可保持一定形状，然而在锯开颅骨的过程中，腐败液如液化的脑组织会顺锯缝流下、溢出，解剖尚未完成即丧失了最佳的观察机会。当尸体腐败进入晚期时，尸体可发生浸软、尸蜡化或泥炭鞣尸等，原有器官、组织形态会发生更大程度的改变，使解剖工作可收集到的阳性发现更加减少。故法医要尽早到达事发现场，越早进行尸体解剖越有益于收集证据。然而，事实上，案发到尸体被发现往往有一个过程，在罪犯实施杀人后也往往会藏匿尸体，民事纠纷则由于在尸体解剖前需要经过一定的法律程序，这些都给“尽早尸检”制造了较大的麻烦，法医接触到尸体时几乎都会面对不同程度的尸体腐败。

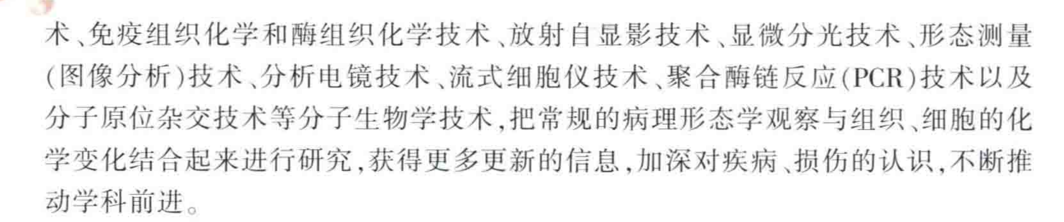
（四）理化或生物因素的破坏作用

在所有可造成机体死亡的因素中，理化因素致死是最主要的原因之一。这些因素在造成人体生命终结的同时，往往对尸体产生一定程度的破坏作用，加大了解剖工作的难度。例如，火场中的尸体，可因高温造成衣物和皮肤烧焦、变形等，有时会使组织之间紧密结合，凝结如皮革，手术刀难以切割、分离。而水中尸体则因水的浸泡、水中微生物的分解、岩石或螺旋桨的击打，乃至水中动物的噬咬作用等，造成重要尸体证据被掩盖。在刑事犯罪案件中，罪犯为消灭证据，多采用分尸、焚烧、掩埋、反复击打或是酸碱腐蚀等方法毁尸灭迹。在高坠、交通事故或塌方、泥石流等灾害事故中，也会对尸体造成严重的毁坏，难以辨别其原发的疾病或损伤。

（五）组织病理学的局限性

虽然大部分疾病、损伤造成的死亡都会在尸体上产生特征性病理变化，可以通过系统的大体解剖和组织病理学观察加以明确，然而某些因素造成的死亡，如一些水、电解质代谢紊乱，心电传导通路异常引起的心跳骤停，异常代谢物引起的肝肾功能衰竭，空气栓塞造成循环衰竭以及神经系统抑制引起的中枢性呼吸和循环衰竭等，通过尸体解剖仍难以明确其具体原因，有时在推断死因上会出现较大的争议，给社会带来较大的不安定因素。

为最大限度地解决上述难题，法医病理学工作者在尽可能多地借助案情经过、生前相关临床表现、毒物分析、临床实验室检查以及特殊组织染色技术等多种手段的同时，还积极借助相关学科的新技术，如透射电子显微镜和扫描电子显微镜技



术、免疫组织化学和酶组织化学技术、放射自显影技术、显微分光技术、形态测量(图像分析)技术、分析电镜技术、流式细胞仪技术、聚合酶链反应(PCR)技术以及分子原位杂交技术等分子生物学技术,把常规的病理形态学观察与组织、细胞的化学变化结合起来进行研究,获得更多更新的信息,加深对疾病、损伤的认识,不断推动学科前进。

二、虚拟解剖学的发展和应用

(一)概述

虚拟解剖学(virtual autopsy)是指借助于现代医学影像学及计算机技术,结合解剖学原理及技术要求,在不破坏或少破坏尸体完整性的前提下,获取体内外阳性信息以明确死亡原因的一种无损或几乎无损的解剖手段。广义来说,虚拟解剖学包括激光扫描技术、计算机 X 线断层成像术 (CT) 及造影成像技术、磁共振成像(MRI)、超声成像技术、内镜技术甚至体腔穿刺以及血液、体液实验室检查技术等一切可用于探测、评估病变、损伤程度,或辅助死亡原因鉴定的技术。虚拟解剖学技术是尸体解剖的辅助手段,是现代医学科学新技术与传统方法相结合的产物,并随着医学科学技术的发展而不断增添新的内容。

现代医学意义的虚拟解剖技术应用于司法鉴定的案例最早可追溯至 1895 年的 12 月 24 日,距离 X 线的发现者伦琴(Wilhelm Conrad Röntgen)提交给维尔茨堡物理医学会他的第一篇关于 X 线的通讯后仅 3 天。在加拿大的蒙特利尔市,一个名叫乔治·霍顿的男子当晚开枪击中了另一名男子托尔森·康宁,由于医院手术探查创口未找到子弹,故托尔森·康宁的腿伤愈合后遗留下了后遗症。外科医师柯克帕特里克为托尔森进行再次手术,他邀请了麦吉尔大学的物理学博士约翰·考克斯对伤者下肢进行 X 线摄片,经过 45min 的曝光摄影,终于发现呈扁平的子弹位于其胫骨和腓骨之间。柯克帕特里克博士取出子弹 10 天后,托尔森痊愈出院。控方在庭审过程中向法院提交了 X 线片证据,由此乔治·霍顿因故意杀人未遂而被判处 14 年监禁。

20 世纪 90 年代,虚拟解剖技术全面应用于法医学实践并形成一个理论体系。该系统理论的有力倡导者、缔造者和推动者是瑞士伯恩大学的迈克尔·泰利博士(Dr. Michael J. Thali)(图 1-1-3),在他和他所在的团队的不懈努力下,伯恩大学法医研究所目前已全面开展了包括光学三维表面扫描、3D 摄影、CT 扫描、MRI 扫描记录等多学科、多技术法医证据融合的虚拟解剖项目,充分利用新技术新方法的优势试图解决困扰法医学界的难题。

在我国国内,笔者所在的司法部司法鉴定科学技术研究所是较早系统开展虚拟解剖研究的机构之一。2005年,通过与上海市某大医院合作,对一具交通事故死亡的女性尸体进行了全身CT扫描和头部MRI扫描,从而在尸体解剖之前已全面掌

握了体内的损伤特征和损伤特点。此后，为配合上海市自然科学基金项目（10ZR1431200）和国家自然科学基金项目（81072507），展开了大量的虚拟解剖研究，内容涵盖了高坠、交通事故、故意伤害、溺水、猝死、电击死和医疗纠纷等多个方面，获得尸体影像资料近百例，初步建立了尸体虚拟影像数据库，积累了一定的基础。



图 1-1-3　迈克尔·泰利博士

（二）虚拟解剖的法医学应用

1. 虚拟解剖技术的发展

虚拟解剖技术，特别是影像学技术近年来取得的成就有目共睹。自伦琴发现X线以来，X线就被用于对人体进行检查，作疾病诊断，形成了放射诊断学（diagnostic radiology）的新学科，并奠定了医学影像学（medical imaging）的基础。20世纪五六十年代开始应用超声与核素扫描进行人体检查，出现了超声成像（ultrasonography，USG）和γ闪烁成像（γ-scintigraphy）。70年代和80年代又相继出现了CT、MRI和发射型计算机断层成像（emission computed tomography，ECT），包括单光子发射计算机断层成像（single photon emission computed tomography，SPECT）与正电子发射体层成像（positron emission tomography，PET）等新的成像技术。仅用了一百多年的时间就形成了包括放射诊断的影像诊断学，通过把人体内部结构和器官成像，了解人体解剖与生理功能状况及病理变化，以达到诊断的目的。医学影像学的发展是医学科学的重要突破，使临床诊断过程告别了“隔空断货”，大幅度提升了诊断能力，在很多疾病的诊断上影像学结果几乎成了明确诊断的“金标准”。20世纪70年代迅速兴起的介入放射学（interventional radiology），使影像诊断学发展为医学影像学的崭新局面。

光学三维测量技术近年来发展起来的是集光、机、电和计算机技术于一体的智能化、可视化的高新技术，主要用于对物体空间外形和结构进行扫描，以得到物体的三维轮廓，获得物体表面点的三维空间坐标。随着经济的发展和科技的进步，光学三维测量技术由于非接触、快速测量、精度高的优点，在机械、汽车、航空航天等制造工业及服装、玩具、制鞋等民用工业得到广泛的应用，其中三维激光扫描技术发展得最为成熟，应用也最为广泛。三维激光扫描技术应用于法医学尸表检验和现场勘察目前还停留于理想化探讨阶段，相信随着法医学工作者的不断努力，此项技术必将在应用中发挥越来越大的作用。



2. 虚拟解剖技术的优势

（1）解剖前的全面预检　尸体解剖工作从某种意义来说是一种对未知领域的探索，虽然案情、临床经过以及死亡前的表现可以向法医提供一定的线索，可以大致分析导致死亡的疾病或损伤。然而，在许多情况下，体内和体外的变化并不一致，某些损伤存在外轻内重的情况，某些疾病的发作并无体外先兆。通过解剖前的 CT 或 MRI 扫描，可以发现大部分的损伤形态和部分疾病特征，这样不仅有利于在解剖过程中有的放矢，抓住重点，而且对于提前选择术式，避免解剖过程中破坏有用的证据部位等有较强的实用意义。

尸体解剖具有一定的破坏性、不可复原性和盲目性，在事先未知体内情况的前提下法医一般的做法是：按照我国公共安全标准《法医学尸体解剖》(GA/T 147-1996)的要求，逐层打开三腔，如果发现问题则就某些特殊损伤或病变部位进行局部解剖以发现更多线索。这样做虽然是就目前现有技术水平下最佳的思路，然而存在以下风险：

1）当无事先案情提示时，可能漏掉体腔内积气或血管腔内积气等重要证据细节，因为解剖过程中进行的气胸实验或心腔积气试验并非每例解剖的常规项目。事实上，即使做了这些试验，当气体量较小时，不仅很难观察到气泡逸出，而且在气泡逸出过程中由于速度快、时间短、视野差等原因，很难拍照取证，给复检工作带来困难(图 1-1-4)。

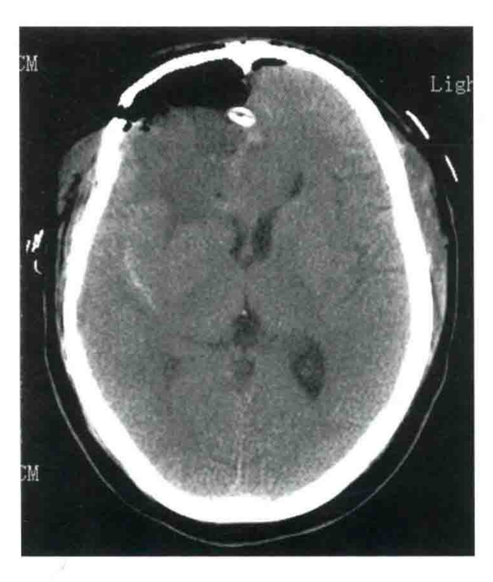
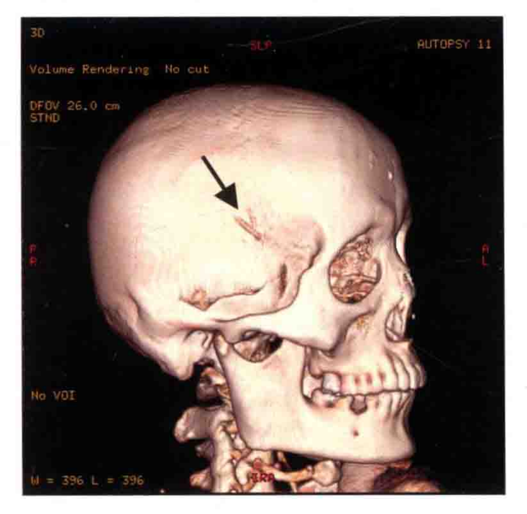


图 1-1-4　颅内积气

2）理论上解剖过程可以观察到任何细节，但事实上由于软组织覆盖厚、解剖过程中出血对视野的影响等，某些部位的细微骨折、骨裂、骨挫伤等，若无周围组织明显出血作引导，解剖操作者则很难发现这些细节。这些细节可能在死亡原因方面

起到的作用不大，但可能对于分析致伤物特征、作用力方向和大小、作用力的着力点等至关重要(图 1-1-5)。



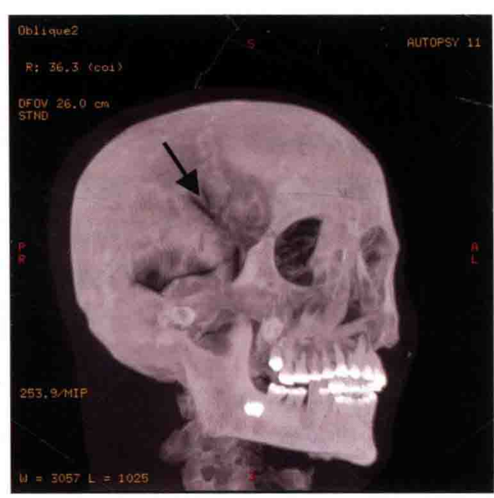


图 1-1-5　右颞骨骨折(解剖难以达到的部位，箭头所示)

3) 损伤过程中常常会将一些异物带入创道内，这些异物可能是推断致伤物的重要线索。传统的做法是仔细分离创道，检查有无异物滞留。这个过程给操作者提出相当高的要求，手术过程中仔细的检查程序无疑也会增加操作的时间。此外，当异物进入体内具有一定的速度、角度时，可能会偏离创道位置，或由于其具有特殊形状而镶嵌于某些特殊结构中，解剖过程中更加难以找到。

而经过解剖前的全身 CT 扫描，可以在短时间内(通常只有五六分钟)迅速掌握死者体内的主要变化，不仅优化了操作程序、降低了解剖难度，而且还起到了完整保存证据、缩短解剖操作时间等作用。

(2) 尸体解剖的替代手段　毋庸置疑，尸体解剖仍然是目前进行死因鉴定的金标准。但在某些地区的某些民族习惯和操作模式下，尸体解剖很难进行。例如，交通事故死亡或工伤事故死亡，法医尸检的目的主要是排除暴力死亡和划定事故责任。由于上述案件性质均为民事纠纷，并不在有关规定的强制尸检范畴，故委托要求常常是“尸表检验，分析死因”。但尸表检验由于仅能根据损伤的表面现象，如口、鼻腔积血，颅骨、胸骨等扪及骨折，最多再加上体腔穿刺出不凝血液，并配合毒化检验进行分析判断，这种做法不仅粗糙而且存在一定程度的风险，当发生争议进入法庭辩论时则缺乏可靠依据，使社会矛盾激化。再如，在一线法医工作时，面临到的首要问题是排除凶杀，决定是否进一步尸体解剖，这些都只是根据初步的现场勘查和尸表检验进行。当然，上述做法一般可排除常见的机械性损伤、机械性窒息或中毒，但由于未了解到体内的详细变化情况，误判的风险仍然难以避免。此外，我国少数民族众多，某些民族基于教义的要求不能解剖尸体。如果强行解剖尸体，则可能造成群

众不满而激化矛盾。因此,在不能进行尸体解剖的前提下,虚拟解剖虽然不能完全替代解剖工作,通过虚拟解剖掌握证据,明确死因,其证据优势必然比单纯进行尸表检验加上体腔穿刺等优越得多。

(3) 特殊部位的病变探查　根据解剖常规,如果法医在尸体解剖中对颅腔、胸腔、腹腔进行了剖验,则该操作基本符合要求。而当脊髓腔、关节腔、四肢、背臀部及会阴部等部位存在损伤或病变时,如果没有案情支持或是体表损伤指示,法医没有检查到这些病变并不违反操作规范的要求。这显然使上述部位的损伤或病变存在可能会被忽略的风险。按照我国法医常见惯例,全面尸体解剖后即保留器官标本,火化尸体,随着尸体的灭失,某些重要证据可能就此消失,永远无法查明真相。针对这一问题,虚拟解剖的优势在于无论体内任意部位均一概扫描,永久保留证据,还可对某些部位进行分离、重建等全面分析,极大减少了法医尸体解剖的漏诊率。此外,某些解剖部位,如额窦、筛窦、上颌窦,或枕外隆凸至寰、枢椎部位,颧弓至上、下颌骨部位,以及骶、尾骨至双侧髂骨等部位,解剖难度高,尸体破坏大,通过虚拟解剖可作一个良好的弥补。

(4) 最大限度地保留尸体证据原貌　通过虚拟解剖,可以清楚显示枪弹伤创道内的子弹头,或是霰弹创留在体内的弹头分布,或刺创后遗留在体内的刀尖;通过虚拟解剖,可以对体腔内的积液(血)量、积液位置分布以及病变位置关系进行事先记录,避免解剖过程中对重要证据的破坏。例如,在腐败的脑组织中可能仍然保留血肿区凝血块组织,出血的部位对于判断损伤、疾病等至关重要,通过虚拟解剖可固定血肿的原貌以及与周围组织的位置关系,便于下一步的分析判断。而在解剖锯开颅骨过程中,往往只能看到顺着颅骨锯缝,腐败液、腐败液化的脑组织以及被撕扯碎裂的血块组织迅速滑落,最终得到的只是一摊结构不明的液体!再如火场中的尸体,往往是烧焦收缩的组织、炭化碎裂的骨骼组织黏结在一起,坚硬如皮革,手术刀很难切开、分离。如果采用虚拟解剖方法,则可直接透过表皮观察到体内变化、骨折或出血形态。还有碎尸尸块,经罪犯的分离、切割或故意毁坏,解剖结构往往不清,在一片血肉模糊中稍不小心,就会把某些有关联的组织一拉而下,从而可能破坏有用结构或忽视重要证据,如能事先行虚拟解剖以分析尸块的组织结构,则对于碎尸案的死因分析、个体特征识别等,均有重要意义。

第二节　法医虚拟解剖的条件和程序

一、环境设置

虚拟解剖设施的配置因投入使用项目的多少而定, 各项目又有各自特定的技术要求。一般情况下,进行法医学鉴定所需虚拟解剖设备的最基本配置为直接

数字化 X 线成像(direct digital radiography，DDR)系统和多层螺旋计算机断层成像(multi-slice computed tomography，MSCT)系统，有条件的还可以配置 MRI 系统、超声系统和光学三维表面扫描及三维摄像系统等。设施的配置除了按照设备的屏蔽、照明、通风等基本技术要求以外，各检查用房之间还应遵循以下原则：

（一）独立的尸体运送通道

在实际工作中，往往需要虚拟解剖和尸体解剖工作相互配合进行，有时在尸体解剖过程中或解剖完成后可能需要对离体组织或器官进行特殊检查（例如离体血管造影）。一个相对隔离、便捷的自尸体解剖室至各检查室之间的运输通道不仅可以缩短运转时间，减少覆盖、包装工序，而且还可起到保护隐私、避免不必要麻烦的作用。

（二）实时通信和资料共享系统

尸体解剖过程和虚拟解剖过程中需要及时沟通，以便了解案情或检查结果，因此需配备内线电话。检查结果应及时录入并在各个检查室内共享，故应配备数据管理及共享计算机系统，并在各检查室内配置计算机终端。此外，在尸体解剖过程中有可能需要调取虚拟解剖影像比对，故应在解剖室相应墙面上设置大屏幕显示器并连接内部网络，可实时调取检查室提供的虚拟解剖影像。

（三）污染防护设施

不同于临床活体检查，虚拟解剖检查对象为尸体、离体器官和组织等，因此应做好生物污染源的防护。一般在进行检查前应铺设加厚不透水检查床单，尸体或组织外最好用不透水包装材料包裹二三层(图 1-2-1)。检查结束后，还应对检查床及操作间彻底消毒。



图 1-2-1　尸体全身 MSCT 扫描



二、虚拟解剖的硬件配置

（一）直接数字化摄片及造影系统

数字化照相成像(digtal radiology, DR)系统是放射数字化图像的划时代革命，由于直接数字化平板的出现，改变了传统影像链的组成方法。平板技术提供了高清晰的图像并极大地降低了X线剂量，不但改掉了传统影像链中的影像增强器、光学系统、视频系统和模数转换器等烦琐结构，同时也改善了传统影像链所造成的伪影、失真。尤其平板探测器在对比度方面具有的特大动态范围使图像的密度分辨率达到相当高的水准。

1. 直接数字化X线成像系统(DDR) 或称为数字X线机。是计算机数字图像处理技术与X线放射技术相结合而形成的一种先进的X线摄影技术，它在原有的诊断X线机直接胶片成像的基础上，通过模/数(A/D)转换和数/模(D/A)转换，进行实时图像数字处理，进而使图像实现了数字化。DDR系统具有图像质量清晰、成像速度快等优点，它的出现彻底实现了医用X线摄影的直接数字化，成为现代放射医学的主流数字化设备。

立柱式数字X线机具有安装简单、价格低廉之优点，拍摄时其位置直上直下相当方便。而悬吊式球管支架配合可旋转90°的平板探测器除了能拍胸片外，还能进行四肢及其他的可变角度拍摄，应用范围扩大了许多。拍片系统具有高效的工作流程，能自动设定曝光条件、图像处理参数、滤片及缩光器大小；具有自动跟踪功能，确保球管与探测器中心对准和电离室自动探测曝光范围。

(1) 组织均衡图像处理软件 使用该软件将再次扩展摄片的动态范围，确保一次曝光即可获得从软组织到骨骼的各种密度的诊断信息。

(2) 双能量减影软件 由于胸部X线片大约有40%的病灶被肋骨重叠，特别是有时一些小的结节病灶往往被肋骨重叠而漏诊，双能量减影技术用高能量曝光获得的肋骨片与标准片相减，把标准片上的肋骨重叠影去掉，而使被遮盖的小病灶得以显示。

2. DDR拍片床系统 DDR拍片床应用于除胸片之外的全身其他部位摄片，按球管安置方式可分为立柱和悬吊式两种；按床分又可分为平床与电动床两种。其中最简单配置为平床加立柱形。拍片床的摄片要求较高，要注意空间分辨率的大小，DDR的空间分辨率从根本上分析取决于像素尺寸大小。目前有厂家的像素点矩做到134μm，理论线对数达到3.6logP/mm(全屏)，作为X线数字化设备，已经是相当不错的。

（二）螺旋CT扫描仪

螺旋CT从诞生到现在，已经有了三次大的飞跃，第一代单层螺旋扫描机，最快

速度发展到≤1s/圈；第二代从二层螺旋扫描逐步发展到4层、8层，速度发展到≤0.5s/圈；第三代发展到16排扫描，最快速度达到≤0.4s/圈。目前多排CT已经普遍得到广泛使用，从2排、4排、6排、8排、10排、16排、32排、40排、64排128排等，选择高排还是低排，应视虚拟解剖的应用范围和机构自身经济条件而定。

（三）磁共振成像（MRI）

自1986年第一台磁共振扫描仪研制成功，医学影像学进入了一个新纪元，此后随其广泛应用与发展，磁共振成像在许多领域内发挥着不可替代的作用。如今MRI对人体组织的评价已经从最初的形态学评价发展为功能性评价，以及形态—功能关系的评价，并且进一步逐渐向分子学领域发展。10年前0.5T强度的MRI是临床医疗诊断的主力，如今正在向高磁场强度进发，3.0T以及更高磁场强度的MRI已应用于临床，但从合理的配置角度出发，分析MRI的发展与应用，以及经济效益展望，1.5T磁共振扫描仪在一段时间还将充当应用的主力机型。

（四）影像网络系统（PACS）和放射信息管理系统（RIS）

1. 医疗影像网络系统(pictures archiving & communication systems，PACS）是医疗信息网络的重要组成部分。通过PACS可实现影像设备的网络互连，实现各种不同设备的影像统一存储和管理，实现实时和远程诊断和会诊。节省存放胶片的费用和空间，并能进一步充分使用原始数据增加后期应用制作研究等功能。实现彻底的无胶片放射和数字化放射，已经成为医疗现代化不可阻挡的潮流。PACS通过多年来的发展，许多供应商已经能够提供成熟的商业化产品。从低端到高端，从mini PACS到full PACS全系列解决方案推出，无需设计方案，只要像选择设备一样去挑选适合应用的产品，如何选择应考虑以下几点：

(1) 图像处理速度　图像的传输、存储、调用、浏览的速度快慢是反映PACS性能的最重要指标。优秀的PACS图像的在线调用相当之快，随调随现，最慢的也应在几秒内实现。过长的调用时间，则造成对读片过程的阻碍。

(2) 图像存储空间　可分为在线存储和离线存储。在线存储主要采用磁盘冗余阵列(RAID)技术；离线存储可采用磁带、可录式光盘(CD-R)、数字影碟(DVD)等，在线存储一般认为以半年到一年的图像数据量为限。随着存储设备的容量不断扩大，价格一降再降，业内已提出全在线方案。考虑这样一个方案，PACS服务器和PACS控制软件的存储器控制范围要充分大，便于每年逐步扩大在线存储单元。

(3) 无损压缩技术　无损压缩技术的应用可以降低存储空间，加快图像在网络中的传递速度，通常无损压缩应低于2.8:1。

(4) 安全性　影像资料是反映患者状况的重要病史资料，原始图像的丢失会给患者带来无法挽回的损失。PACS中图像存储和调用的安全性是至关重要的，我们必须关注高可靠性存储方案、集中管理的存储备份方案以及异地灾难备份的应

用等安全措施。

2. 放射信息管理系统(RIS) RIS提供放射科整体流程和操作的控制管理,承担并执行各种医学影像环境内常规工作流程的任务和角色。主要有两种工作站来完成相关任务。

(1) 检查登录工作站 该工作站可以单独将相关检查信息提前预登录,或者透过健康资料系统(HIS)将信息直接移植到RIS中,执行检查任务时间表的预安排,通过工作流程表(worklist)将被检查者的相关信息直接送到相关影像设备,大大方便了使用,加快了速度,节省了时间。

(2) 诊断报告工作站 诊断报告工作站是放射科医师调用图像以及写报告的主要工具。一般采用方便、快捷的诊断报告模块编辑,用户可根据需要产生任意数目和类别的诊断报告工作站模块,并实现图文报告合一。诊断报告工作站应选用双屏和三屏技术,其中至少应包含1个以上专用图像显示器,除注意空间分辨率外,更应关心密度分辨率——灰阶分辨率。

三、虚拟解剖的工作程序

(一)尸体的安置

(1) 虚拟解剖应安排在尸体解剖前进行。与尸体解剖要求一致,进行虚拟解剖时的尸体应已化冻完全,以免器官、组织内结冰影响影像学摄影效果。

(2) 应妥善包裹好尸体,避免血液、体液渗漏污染。

(3) 尸体应仰卧放置于操作台上,如果四肢尸僵较强,可能会影响检查过程中对尸体的移动,应事先将四肢尸僵松解,尽量使双上肢置于解剖姿势。

(4) 配好助手。检查过程中应有足够助手一旁待命,便于特殊部位检查时抬起并转动尸体。

(二)案情的交接和信息录入

(1) 尸体解剖的法医鉴定人员应向虚拟解剖操作医师交代案情经过,特别是涉及死者损伤、窒息或疾病的情况。

(2) 虚拟解剖操作者应详细核对死者姓名、性别、年龄等信息,由于死后变化对于影像检查结果影像较大,故需详细记录死亡时间。

(3) 虚拟解剖操作前应检查内容和要求,虚拟解剖应按要求逐一进行。

(三)检查条件的设置和虚拟解剖操作

(1) 根据案情、死亡经过和法医鉴定人的特殊要求设定检查部位和检查条件。

(2) 虚拟解剖操作过程中可根据特定的阳性发现调整对相应部位的进一步检查。

（四）虚拟解剖初步结果的交接

(1) 虚拟解剖结束后,初步的阳性发现应详细告知法医鉴定人。

(2) 法医鉴定人最好应直接观察影像工作站的阳性图像,并要求影像医师就某些部位进行三维重建等操作。

(3) 法医鉴定人充分了解虚拟解剖结果后方可进行下一步的尸体解剖。

（五）尸体解剖

(1) 尸体解剖程序可参照影像检查结果而调整,对某些关键的阳性部位制定更详细的解剖、检查方案,某些非常规检查内容且虚拟解剖也无阳性发现者,根据实际情况可适当从简。

(2) 尸体解剖过程中应调取影像检查关键阳性结果进行比对,避免漏掉或破坏重要阳性结果。

（六）评估

(1) 尸体解剖结束后,应将虚拟解剖和尸体解剖的各重大发现列出对比表。

(2) 分析、比对两种方式解剖各自的优势和不足,对以后类似的工作具有指导意义。

第三节　法医虚拟解剖检查技术

一、X线检查技术

虽然当前各种影像学仪器设备日新月异,技术手段越来越先进,但先进的技术几乎总与高昂的成本、苛刻的条件以及繁琐的程序相伴随。相反,作为传统的常规X线检查以其经济、便利、快捷等优势仍然在临床医学中广为应用,特别是从宏观和整体角度来观察与了解骨骼病变的情况时,常规X线摄片仍具有独特的优势。摄片可应用于任何部位,能显示人体组织的细微结构,对于经费紧张、场地有限的中小鉴定机构来说,以常规X线检查手段作为虚拟解剖辅助工具仍然不失为一种切实可行的方法。近年来,高清晰度的计算机X线成像(CR)和DDR在临床推广应用,使X线摄影检查越发具有了实用意义。

（一）X线的一般知识

X线是一种波长很短的电磁波, 以光的速度沿着直线传播, 其波长在0.006~500Å(1Å=10^{-8}cm)。现代医学诊断常用的X线波长为0.08~0.31Å(相当于X线球管40~

150kV 所产生的 X 线）。X 线是在真空中以高速运动的电子撞击阳极靶面而产生的，其发生原理见图 1-3-1。X 线具有穿透性、荧光效应、感光效应、电离效应和生物效应，故在 X 线透过人体后，使胶片感光或通过计算机处理（CR 或 DDR）而形成图像。

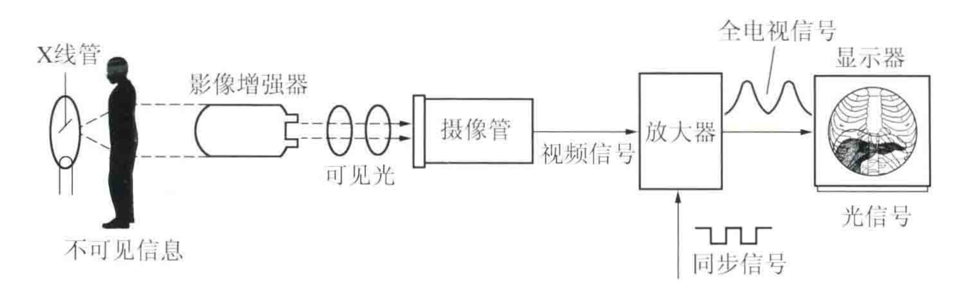


图 1-3-1　X 线电视工作原理示意图

（二）计算机 X 线成像（CR）

随着计算机、半导体和数字图像处理技术的进步，医学影像领域实现了技术上的数字化。1983 年，日本富士公司推出存储荧光体数字化成像系统 CR，率先实现了影像信息的数字化存储和传输的目的，成为全面进入数字化 X 线的先驱。20 世纪 90 年代末，富士公司又进一步拓宽了 CR 技术的应用范围，加强了影像的处理功能，如数据识别器（EDR）的安装、动态压缩技术和减影技术的应用，使图像处理更快更准确，从而很好地保证了影像的质量，并实现了影像加工的明室操作、光盘存储和图像信息在 PACS 上的传输。

1. CR 系统的组成　CR 系统使用成像板（imaging plate，IP）为探测器，利用现有 X 线设备进行 X 线影像信息的采集来实现图像的获取。CR 系统包括激光阅读器、图像处理工作站、图像存储系统和打印机。根据 CR 系统的工作原理及过程，主要分为四个组成部分：信息采集、信息转换、信息处理和信息存储与输出。

（1）信息采集（acquisition of information）　传统的 X 线摄影都是以普通的 X 线胶片为探测器，接受一次性曝光后经冲洗来形成影像，所获得的图像始终是一种模拟信息，不能进行任何处理。而 CR 系统则实现了用成像板来接受 X 线的模拟信息，然后经过 A/D 转换来实现图像数字化，从而使传统的 X 线影像能够进入存储系统进行处理和传输。

（2）信息转换（transformation of information）　是指贮存在 IP 上的 X 线模拟信息转化为数字化信息的过程。CR 的信息转换部分主要由激光阅读器、光电倍增管和 A/D 转换器组成。IP 在 X 线下受到第一次激发时，存储连续的模拟信息在激光阅读器中进行激光扫描时受到第二次激发而产生荧光（荧光的强弱与第一次激发时的能量存储呈线性正相关）。该荧光经高效光导器采集和导向，进入光电倍增管

转换为相应强弱的电信号，然后进行增幅、A/D 转换成为数字信号。

(3) 信息处理(processing of information)　是指用不同的相关技术根据诊断的需要实施对图像的处理，从而达到图像质量的最佳化。CR 的常用处理技术包括调谐处理技术、空间频率处理技术和减影处理技术。

(4) 信息存储与输出(archiving and output of information)　在 CR 系统中，IP 被扫描后所获得的信息可以同时进行存储和打印。影像信息一般被存储在光盘中，随用随读。一盘存储量为 2GB 的光盘(有 A，B 两面盘)，在压缩比为 1:20 的前提下，若每幅图像平均所占据的存储空间是 4 MB，那么每面盘可存图像 5000 幅。光盘能够长久地作为网络资源保存，以供检索和查询，为医学诊断提供帮助。

CR 系统本身存在着一个小网络，能够实现影像的存储和传输。信息的输出是指向其他的网络输送图像资料或是传送图像信息到打印机上进行打印输出。打印的方式主要是激光胶片、热敏胶片和热敏打印纸三种类型。

2. CR 系统的优缺点

(1) 优点　IP 板替代胶片可重复使用；可与原有的 X 线摄影设备匹配工作，放射技师无须特殊训练即可操作；具有多种处理技术，如调谐处理、空间频率处理、时间减影、能量减影、体层伪影抑制和动态范围控制；具有多种后处理功能，如测量(大小、面积、密度)、局部放大、对比度转换、对比度反转、影像边缘增强和多幅显示；可数字化存储和并入网络系统，可节省部分胶片，也可节约片库占有的空间及经费；实现数据库管理，有利于查询和比较，实现资料共享。

(2) 缺点　CR 系统时间分辨力较差，不能满足动态器官和结构的显示。此外，在细微结构的显示上，与 X 线检查的增感屏-胶片系统相比，CR 系统的空间分辨力有时还稍嫌不足，但在很多情况下可通过直接放大摄影方式来弥补。

（三）直接数字化 X 线成像（DDR）

20 世纪 80 年代后期人们开始尝试直接将 X 线携带的影像信息转换为数字图像信息。1995 年出现了使用直接 X 线成像探测器 (direct radio-graphy detector，DRD) 的直接数字化 X 线成像 DDR 系统，1997 年又出现了使用平板探测器(flat panel detector，FPD)的直接数字化 X 线成像系统。

1. 直接 X 线摄影探测器　它的外形类似于 X 线胶片暗盒的探测器，是一种电子暗盒，能把入射的 X 线能量直接转换为数字信号。DRD 的基本原理是用非晶态硒涂覆在薄膜晶体管(thin film transistor，TFT)阵列上，入射的 X 线光子在硒层中产生电子—空穴对，在外加偏压电场的作用下，电子和空穴分别向相反的方向移动形成电流，电流在 TFT 中的电容积分成为存储电荷。每一个 TFT 的存储电荷量与入射的 X 线光子的能量与数量相对应，这样每个 TFT 就成了一个采集影像信息的最小单元，即像素(像素尺寸是 0.139mm×0.139mm)。每个像素内还有一个起“开关”作用的场效应晶体管(field effect transistor，FET)，在扫描控制电路的触发下把每个

像素的存储电荷按顺序逐一传送到外电路中去,这就是像素中影像信号的读出。像素信号经读出放大器放大后被同步转换成数字信号,经信号线传送到系统控制台,在那里完成数字图像信息的存储与处理，并在影像监视器上显示。上述过程完成后,扫描控制器自动对电子暗盒内的感应介质进行恢复。从外部看 DRD 是接收 X 线影像(与普通增感屏-胶片方式摄影相同)而直接输出数字化影像信息。

2. 平板探测器　它的外形也类似于 X 线胶片暗盒。在 X 线摄影时,FPD 接收 X 线并直接输出数字化的影像信号。FPD 是由探测器矩阵组成的,矩阵中的最小单元(像素)是由薄膜状非晶态氢化硅制成的光电二极管,在可见光的照射下能产生电流。在光电二极管矩阵上覆盖着一层闪烁发光的晶体,其材料是掺锭的碘化铯。当 X 线入射到闪烁发光晶体层时,X 线光子能量转化为可见光,可见光激发光电二极管产生电流,电流就在光电二极管自身的电容上积分形成存储电荷,每个像素存储的电荷量和与之相对应范围内的入射 X 线光子能量与数量成正比。FPD 中的像素尺寸是 0.143mm×0.143mm,在 432 mm×432mm 范围内像素数是 3120×3120,FPD 的探测器矩阵在行和列方向都与外电路相连并被编地址。在专门的控制电路作用下按一定规律将各个像素存储的电荷读出并形成数字信号输出，传送给处理计算机建立图像。所以从外部看,平板探测器也是接收与传统的增感屏—胶片方式相同的 X 线摄影,曝光后直接输出数字化影像信号。

3. 直接数字化 X 线成像的主要特点

(1) 直接数字化 X 线摄影　与传统的胶片/增感屏系统不同,由于成像环节明显减少,可以在两个方面避免了图像信息的丢失:一是在增感屏—胶片系统中 X 线照射使增感屏发出可见光后再使 X 线胶片感光过程中的信息丢失；二是暗室化学处理过程中的信息丢失。

(2) 直接数字化 X 线摄影的图像具有较高分辨力,能够满足常规 X 线摄影诊断的需要。硒接受 X 线照射后直接转换为电信号传递给相应的存储电容并被扫描电路读取,可避免其他成像方式(如增感屏—胶片系统、CR 系统等)光照射荧光物质后散射引起的图像锐度减低，因此直接数字化 X 线摄影的图像可较其他成像方式更清晰。直接数字化 X 线摄影对 X 线敏感性高,硒物质直接转换技术 X 线的吸收率高于间接转换技术三四倍。由于采用 14 位图像数字化转换,图像灰阶精度大,层次丰富。

(3) 放射剂量小,曝光宽容度大,曝光条件易掌握。

(4) 可以根据临床需要进行各种图像后处理,如各种图像滤波、窗宽与窗位调谐、放大漫游、黑白转换、图像拼接、数字减影以及距离、面积和密度测量等丰富功能,为影像诊断中细节观察、前后对比、定量诊断及功能诊断提供技术支持。

二、电子计算机 X 射线断层扫描检查技术

电子计算机 X 射线断层扫描(computed tomography,CT)检查技术是在 1971 年

由英国计算机工程师 G. N. Hounsfield 发明的。自应用于临床以来，由于 CT 具有图像清晰、检查快捷、层次准确及安全无创性等优点，故仅短短几年便得以迅速发展和普及，可以说，CT 的发明与应用从根本上改变了传统放射学的面貌。

CT 的发展过程大体上经过几个阶段，人们习惯用“代”(generation)来表示，主要是根据扫描方式及探测器(资料采集方法)数目进行分类，大体分为五代，这种分类方法适用于 CT 发展的早期阶段。至 20 世纪 80 年代后期，CT 技术已基本趋于成熟，第五代 CT 的探测器已增至千个以上，呈环周式设计，X 线球管也由一个增至多个。在 20 世纪 90 年代初运用最多的还是第三代产品及在第三代基础上发展起来的产品，如滑环技术螺旋 CT 扫描及双螺旋扫描。自从 1999 年 CT 设备出现了四层采集的换代性发展之后，CT 设备又进一步发展并体现了“CT 绿色革命”的概念，即在所有的技术改良中，要突出实现更低的 X 线剂量、更快的采集与重建速度、更便捷和多样的重建处理、更短的患者等候时间及更好的患者舒适度。

继 1999 年的 4 层采集、2000 年的八层采集设备问世之后，2001 年又有四家公司推出 16 层采集的螺旋 CT，随后出现 64 层螺旋 CT，至 2009 年底，4 家 CT 机主要生产厂商分别推出新一代 CT，它们分别是 Philips 公司推出的 256 层螺旋 CT，Toshiba 公司推出的 320 层螺旋 CT，GE 公司推出的“宝石”CT 和 Siemens 公司推出的二代双源 CT。这样便大大缩短了扫描时间，可以在短时间内获取大量数据信息，不仅能提供高质量的任意方向的断面图像，而且还能组成任意感兴趣区内的三维(3D)图像，使 CT 透视、心脏扫描与各种后处理功能不断完善，从而为临床诊断和治疗提供了更多更详尽的信息。

（一）CT 的成像方式和扫描模式

1. 数字成像(digital imaging)　所谓数字成像实际上就是将模拟信号数字化，也就是把模拟的曲线变化给予相应的数字值，这些数字以行和列的排列形式组成数字矩阵，然后将数字矩阵转化为可视图像的像素矩阵，每个像素则根据数字矩阵中相应的数字以不同的亮度(即灰阶)表现出来。

常规 X 线中的数字化透视(将荧光屏的图像数字化)、数字减影血管造影 CR 和 DR 是将直接获得的模拟信号数字化。CT 则不同，需要经过大量地计算才使断层内每个像素数字化，是个间接过程。

2. 断层扫描(section scanning)　在准直器的作用下，CT 的 X 线球管发出的 X 线呈有一定厚度的笔形或扇形束穿过相同厚度的人体断层到达对面的检测器(detector)，将穿过人体不同组织后衰减的 X 线的强度转换成不同电流强度的电信号通过输送电缆送入计算机。这个 X 线束用不同的运动方式(直线或旋转)以脉冲形式或持续曝光依次从不同投射角度穿过人体的同一解剖断层，检测器将所得数据依次送入计算机，由计算机计算出这一断层矩阵中每一个像素的密度值(CT值)组成数字矩阵，再以灰阶形式显示在监视器上。一个断层扫描完毕，扫描床移动使另

一个断层对准X线束再进行扫描。

断层扫描一般是行横断面扫描。在扫描前要先得到CT扫描定位像，使患者取仰卧位,可摄正位或侧位像,并将扫描层次标在定位像上。X线束穿过人体的轴位断层到达对面的检测器F，检测器将穿过人体不同组织后衰减了的X线强度转换成不同电流强度的电信号送入计算机，由计算机计算出这一断层矩阵中每一个像素的密度值(CT值),组成数字矩阵再以灰阶形式显示在监视器上。一个断层扫描完毕,移动扫描床,使另一个断层层面对准X线束再进行扫描。在进行横断扫描时,可根据病情需要决定扫描层距、层厚及窗宽、窗位。

3. 螺旋扫描(spiral or helical scanning)　是在滑环技术应用的基础上发展起来的一项新的扫描方式。扫描过程中,X线球管围绕机架连续旋转曝光,曝光的同时检查床同步匀速移动,探测器同时采集数据,由于扫描轨迹呈螺旋线,故称螺旋扫描。这种采样完全不同于常规CT的一层采样后再进行下一层的采样,而是整个扫描区域连续的三维采样,故又称为容积或体积扫描。

螺旋扫描是基于滑环技术上的一种扫描方式,即球管连续旋转并曝光,扫描床载着被检查者匀速地通过扫描孔连续采样。这种采样完全不同于常规CT的二维采样,而是整个扫描区域的连续三维采样,故又称容积采样或体积采样,自三维数据中再重建出二维断层图像。螺旋扫描的优势不仅在于较常规扫描大大缩短了检查时间,避免了因呼吸不一致造成的重叠或遗漏,而且在信号处理上也有了更丰富的内容和更大的灵活性,可进行除常规轴位断层外的冠状位、矢状位及任意斜位或曲面断层,还可行各种骨与关节的三维立体重建及血管成像。

4. 增强扫描　由于正常组织与病变组织间、活体组织与坏死组织间、血管与非血管组织间对X线的吸收系数没有差别或差别很小，致使在CT图像上难以分辨或显示不清。为加强其间的对比度,可经静脉给予水溶性碘造影剂作增强扫描,增大病变组织与其邻近正常组织间X线吸收系数的差别,借以显示病灶的范围、血供以及病变的内部结构,有利于了解病灶的性质。总之,增强扫描能够加强对病变的分辨力和提高病变的检出率,这种方法即称为造影增强检查。

(1) 对比剂(contrast media) 旧称为造影剂,它的作用是使用后能加大不同组织间、正常组织与病变组织间、活体组织与坏死组织间、血管与非血管组织间的密度对比,使它们更容易分辨。对比剂在血管和组织内浓集、扩散、消退的规律在人体内不同器官和组织的表现不尽相同,在各种病变中这一规律也不完全一样。因此,正确掌握对比剂的注射速度及增强扫描开始的时机对于清楚显示病变是很重要的。

(2) 对比剂的种类和用途　对比剂可分为两大类,原子质量高、相对密度大的对比剂和原子质量低、相对密度小的对比剂。常用的高密度对比剂有硫酸钡和碘制剂。

1) 硫酸钡　一般用于消化道造影检查,由纯净的医用硫酸钡粉末加水调制成混悬液。硫酸钡的浓度通常以重量/体积(W/V)表示,根据检查的部位和目的不同,

所用硫酸钡的浓度也不同。

2）碘制剂 碘制剂的种类很多，可分为三大类，即无机碘化物、有机碘化物以及碘化油或脂肪酸碘化物。无机碘化物一般用12.5%碘化钠水溶液，有机碘化物亦为水溶性碘制剂，种类繁多，又分为：

离子型：离子型对比剂按结构分为单酸单体和单酸二聚体。单酸单体的代表药物有泛影葡胺、碘他拉葡胺等。单酸二聚体的代表有碘克沙醇（Iodixanol）。

非离子型：如碘海醇（Iohexol）、碘普罗胺（Iopromide）及碘帕醇（Iopamidol）等。

非离子型二聚体：如碘曲仑（Iotrolan）。

含碘制剂可使血管及有血供的组织密度升高，从而分辨血管与非血管组织，观察组织有无血供、血供程度及血流动力学改变。腔内用后呈高密度以更好地显示腔的形态及腔壁，更容易与腔外组织区分，更好地显示腔内及腔壁的异常。根据应用途径可分为：

血管内注射：主要是静脉注射用，也可经导管用于动脉，如CT经动脉门脉造影（CTAP）。

椎管内用：穿刺后注入蛛网膜下隙。可由此做椎管及脑池造影。

胃肠道用：可口服亦可灌肛。

腔内注射：如膀胱造影、胸膜腔造影等腔内造影。

胆系显影：一种为静脉用胆管显影，一种为口服后胆囊显影，也可以经皮肝胆管后直接注入胆管使其显影。

血管内用（水溶性）含碘对比剂。

5. 特殊扫描

（1）薄层扫描 对于某些较小病灶或为了解某些病灶内部的细微结构，常需采用薄层扫描，目前最薄层厚可达0.1cm。横断面扫描的冠状面和矢状面重建图像都必须用薄层扫描技术。

（2） 重叠扫描 在依次进行横断面扫描时，层距间隔小于层厚时即谓重叠扫描。如层厚为1cm，层距0.5cm，则有部分层面互相重叠。这种方法可以减少部分容积效应的影响和小病灶的漏诊机会。

（二）CT机器构造

1. 准直器（collimator） 位于球管前方，其作用是通过可调节宽度的窗口使X线保持为一定厚度的扇形束状穿过扫描层，调节窗口的宽度可变换X线束（即扫描层）的厚度。

准直器分为两种：一种为X线球管侧准直器，又称前准直器，它使发射出的X线束尽量保持准直。另一种是探测器侧准直器，有称后准直器，它使探测器所接收的X线保持准直。

2. 探测器（detector） 它的作用是接收衰减后的X线并将其转化成为电信号。

可分为气体和固体两种。新一代 CT 均已采用新型固体探测器。

3. 扫描架(gantry) 内装沿轨迹运动的 X 线球管,球管对面是成排的探测器(或与球管同时运动,或固定在扫描架上),两者之间是扫描孔,球管(或与探测器一起)围绕扫描孔旋转并发射 X 线,对位于扫描孔内的被扫描物体进行扫描。扫描架可向前后倾斜, 以利做与扫描物体成一定角度的扫描, 目前扫描架的倾斜已可达 25°~30°。

4. 滑环(slip ring) 滑环时代之前,含有 X 线球管的旋转部分与包括高压发生器在内的静止部分之间的馈电和信号传输是靠电缆来完成的, 电缆的有限长度限制了球管的旋转运动,使球管的运动只能是双向往返式。这样,常规 CT 只能间歇性扫描而无法在球管连续向一个方向旋转基础上进行连续扫描。所谓滑环技术,就是用类似发电机上电刷围绕固定的滑环旋转,代替电缆来进行馈电和信号传输。省却了电缆,使球管可以朝一个方向连续旋转进行连续扫描。

5. 扫描床(scanning table) 可作垂直和平行两相运动的平台,上载被扫描物体,扫描时调整好高度,并将被扫描物体送入扫描孔,到达预定扫描位置。扫描床的移动精度目前可达 0.5mm。

(三)与 CT 扫描技术有关的几个重要术语及其概念

1. 层厚(slice thickness) 指 CT 断层图像所代表的实际解剖厚度,即在 CT 扫描中 X 线束穿过人体的厚度。层厚越薄,空间分辨力越高,但如果其他扫描参数不变,则其密度分辨力就会越低;层厚加大,其密度分辨力增加,但对于较小的病变容易发生部分容积效应。所以,对于不同的病变应有针对性地选择适当的层厚,以利于病灶的最佳显示。

2. 间距(interval) 指在常规 CT 断层扫描中上一层面的上缘与下一层面的上缘之间的距离。间距等于层厚意味着扫描时相邻上下两层面间无间隔, 称连续扫描;间距大于层厚意味着扫描时相邻两层面间有一定的间隔;间距小于层厚意味着扫描时相邻两层面间有部分重叠透过 X 线束,称为重叠扫描。在设置扫描参数时,要根据被扫描器官和病灶的大小范围来选择不同的扫描间距, 以求省时且能清晰地显示病灶。

3. 螺距(pitch) 指螺旋扫描中球管旋转一周的时间与准直器宽度以及扫描床移动速度之间的比,其公式为:螺距=床移动速度(mm/s)/准直器宽度(mm)×球管旋转间期(s)。由于目前球管旋转间期几乎都是 1s,所以实际上螺距取决于床移动速度与准直器宽度的比值。如果准直器宽度等于床移动速度,即螺距为 1。螺距越大,单位时间扫描覆盖距离越长。如准直器宽度为 10mm,螺距为 1 时,10s 扫描距离为 10cm;螺距为 1.5 时,同样 10s 扫描距离则增加到 15cm。这对于大范围扫描很有益处,因为只需要增加螺距即可在同一扫描时间内尽可能地多增加扫描范围。同样,相同的扫描范围, 可以通过增大螺距来缩短扫描时间。例如同样扫描范围 15cm,

10mm 准直器宽度(层厚),旋转一圈 1s,当螺距为 1 时,需要扫描 15s,螺距为 1.5 时,仅用 10s 扫描时间。螺距的增大使得同样扫描范围内的光子量减少,180°内插法也减少光子量,这样就使得当螺距大于 1 时,量子噪声明显增加,密度分辨力降低,减弱了软组织的对比度。然而对骨组织影响不大,因为本身骨与周围的软组织就具有很好的对比度。实际扫描中,要针对不同的要求选择适当的螺距。当扫描大血管时,主要是观察对比剂的充盈情况,就要在极短时间内(对比剂充盈良好时)完成扫描,血管的直径较大,可以用较大的螺距,牺牲的密度分辨力不会对大血管病变的诊断产生决定性的影响。当观察颅内血管结构时,不仅要求高的空间分辨力,而且要求高的密度分辨力,此时的螺距就应当选择小于 1,以利细小血管的显示。

4. 分辨率(resolution)　是衡量 CT 图像质量的一项重要指标,还可以再进一步分为空间分辨率(或称高对比度分辨率)及密度分辨率(或称对比度分辨率)。

(1) 空间分辨率(spatial resolution)　表示在图像中可能被分辨出最小物体大小的能力,其影响因素有 CT 成像的数学模式、像素大小、探测器接收孔径大小及重建算法等。常以线对数/厘米(logP/cm)来表示,线对数多则分辨率高。由于 CT 空间分辨率与 X 线束的几何图形有关,而探测器的孔径又不可能小于 X 线胶片像素的颗粒,故其空间分辨率不会高于普通 X 线成像。

(2) 密度分辨率(density resolution)　表示图像中分辨最小密度差的能力,有时也称为 CT 值的敏感度,常以百分单位毫米数(%/mm)表示。通用 CT 机的敏感度范围在 0.25%/mm~0.5%/mm。其影响因素有层面厚度、X 线剂量(即检测的光子量)以及监视器的大小等,层面薄、X 线量高可提高密度分辨率。另外,CT 成像中的固有噪声可以降低密度分辨率,若改善探测器功效、加大 X 线剂量可以提高信噪比,从而增强密度分辨率。

5. CT 值　或称 Hounsfield unit(Hu)是 CT 图像专用的密度计量单位,用以区分组织间的密度差,表示每个单位容积的 X 线吸收系数。CT 值并非是一个绝对值,而是以水为标准与其他组织之间进行比较的相对值。其物理基础是以 X 线穿透人体组织时不同物质对 X 线吸收也不同(或 X 线衰减值不同)为依据,以水的吸收系数为 0,其他组织与其对比各有不同的吸收系数。为了容易区分,Hounsfield 将骨和气体之间的差别扩大到 2 000 个等级,即+1000~ -1000。

CT 的密度分辨力极高, 通过测量各种组织的 CT 值有助于区别不同组织的特征,从而有利于病变的定性,这也是 CT 特有的优点之一。CT 值测量的准确性受 X 线剂量、数据信噪比、像素大小等因素的影响,因此规定其准确性应在 5 个 CT 值单位的范围之内,并必须要有专门设备进行 CT 值的日常校正工作。

6. 窗技术　窗技术是 CT 设备提供的一项重要软件功能,主要用来观察和测定感兴趣区 CT 值的改变。通常观察图像密度差是通过其亮度(或称灰阶)来进行的,而人的视觉亮度差只有 16 个灰阶。CT 值的范围是通过计算机系统内的 D/A 转换器,以灰阶方式显示在监视器上。窗技术即是对某一感兴趣区在灰阶范围内观察

所限定的范围，因此欲观察感兴趣区内组织结构的细节时，应以该组织的平均 CT 值作为中心进行观察，此即窗中心(window level, WL)或称窗位；以其相近组织的上、下 CT 值范围作为宽度，即窗宽(window width，WW)。人体不同部位的组织，其结构成分也不同，因此便要设定不同的窗位和窗宽。在不同的窗宽范围内，其灰阶所代表的 CT 值是不同的，如 CT 值范围为+1000~-1000 Hu，肉眼能分辨的灰阶为16，则 2000/16=125Hu。再如椎间盘的窗宽一般为 300，则 300/16=18.75Hu。

窗位与窗宽是可以调节的，要观察某种组织就要选用相当于该组织 CT 值的中心位置作为窗位，以便用最好的灰阶显示该组织。人体组织的 CT 值虽有 2 000 个等级，但肉眼不能分辨如此微细的差别(通常肉眼只能分辨 16 个灰阶)。如观察椎间盘组织，其 CT 值差别在 18.75Hu 以上即可分辨，差别小于 18.75Hu 则不能分辨。

7. 像素　CT 图像是由一定数量的从黑到白不同灰度的小方块按矩阵排列所构成，每个小方块就是组成图像的最小单位，称为像素(pixel)。像素的大小和数目可因 CT 装置的不同而异，可反映相应单位容积的 X 线吸收系数。像素的大小可以是 0.5mm×0.5mm 或 1.0mm×1.0mm；像素数目(矩阵)可为 256×256=65 536 或 512×512=262 144，还有 640×640，1024×1024 等。像素越小，像素数目越多，则构成的图像越细致、清晰。CT 图像上的不同灰度中黑表示低吸收区，即低密度区；白表示高吸收区，即高密度区。这与 X 线照片所显示的黑白影像是一致的。因为 CT 具有很高的密度分辨率，在人体软组织中有的对 X 线吸收系数只有 0.1%~0.5%的差异，便可形成黑白不同灰度的影像。

（四）CT 图像的后处理

三维重建技术是指在特定的工作站上应用计算机软件将螺旋扫描所获得的体积数据进行后处理，重建出直观的立体图像。目前，较为成熟和常用的后处理重建技术有四种：即多层面投影重建(multi-planear reconstruction，MPR)、多层面投影体积重组(multi-planear volumear reconstruction，MPVR)、表面遮蔽法(surface shade display，SSD)和 CT 仿真内镜检查(CT virtual endoscopy，CTVE)。其中 MPR 属二维重建技术，其余均属三维重建技术。

1. MPR 和曲面重组　MPR 是在横断面 CT 图像上按需要任意画线，然后沿该线将一系列横断层面重组，即可获得该画线平面的二维重组图像，包括冠状面、矢状面和任意角度斜位面图像。螺旋扫描时的层厚和螺距对多层面图像重建的图像质量有明显影响，层厚越薄，重建图像越清晰；层厚和螺距选择不当，较易造成阶梯状伪影。MPR 应用的是体积数据，图像质量明显优于常规 CT 的重建图像，可较好地显示组织器官内复杂解剖关系，有利于病变的准确定位。

曲面重组(curved planar reconstruction，CPR)是指在容积数据的基础上，沿感兴趣器官划一条曲线，计算指定曲面的所有像素的 CT 值，并以二维图像的形式显示出来。曲面重建将扭曲重叠的血管、支气管等结构伸展拉直显示在同一平面上，

较好地显示其全貌,是 MPR 的延伸和发展。

2. MPVR　是将不同角度或某一平面选取的原始容积资料,采用最大、最小或平均密度投影法进行运算,得到重组二维图像的方法。这些二维图像可从不同角度观察和显示。

(1) 最大密度投影(maximum intensity projection, MIP)　是通过计算机处理对被观察的 CT 扫描体积进行数学线束透视投影,每一线束所遇密度值高于所选阈值的像素被投影在与线束垂直的平面上重组成二维图像, 其投影方向可任意选择。MIP 常用于显示具有相对较高密度的组织结构,如注射对比剂后显影的血管、明显强化的软组织肿块等。当组织结构的密度差异较小时,MIP 的效果不佳。

(2) 最小密度投影(minimum intensity projection, MinIP)　是对每一线束所遇密度值低于所选阈值的像素投影重组二维图像,主要用于气道的显示。

(3) 平均密度投影(average intensity projection, AIP)　方法与 MIP 相似,是对每一线束所遇密度平均值像素重组二维图像。此法因组织密度分辨率较低,很少应用。

3. 三维表面遮盖成像(shadow surface disply,SSD)　是通过计算被观察物体的表面所有相关像素的最高和最低 CT 值, 保留所选 CT 阈值范围内像素的影像,对超出限定 CT 阈值的像素被透明处理后重组成三维图像。此技术用于骨骼系统(颅面骨、骨盆、脊柱等)、空腔结构(支气管、血管、胆囊等)、腹腔器官(肝、肾等)和肿瘤的显示,其空间立体感强,解剖关系清晰,有利于病灶的定位和定性。由于受 CT 值阈值选择的影响较大,容积资料丢失较多,SSD 常失去有利于定性诊断的 CT 密度,使细节显示不佳。阈值选择过高时易造成管腔狭窄的假象,分支结构显示少或不能显示;阈值选择过低则图像边缘模糊。

4. 仿真内镜(CT virtual endoscopy, CTVE)　是利用计算机软件功能将螺旋 CT 体积扫描获得的图像数据进行后处理,重建出空腔器官内表面的立体图像,类似纤维内镜所见。根据螺旋 CT 连续扫描获得的容积数据重建出立体图像是 CT 内镜成像的基础,在此基础上调整 CT 值阈值及透明度,使不需要观察的组织透明度变为 10 000,从而消除其伪影;而将需要观察的组织透明度变为 0,从而保留其图像(如充气管腔,CT 值选择在-200~-700 Hu 时其透明度为 0);再调节人工伪彩,即可获得类似纤维内镜观察的仿真色彩。利用计算机远景投影软件功能调整视屏距、视角、透视方向及灯光,以管道内腔为中心,不断缩短物与屏距(调整 *Z* 轴),产生目标物体不断靠近观察者和逐渐放大的多幅图像。随后以 15 帧/s 连续重显这些图像,达到电影回放速度,即可产生类似纤维内镜进动和转向的动态观察效果。CTVE 目前多用于观察气管、支气管、结肠、胃、鼻腔、鼻窦、鼻咽、喉、膀胱和主动脉等。

(五) CT 与普通 X 线摄影的比较

1. CT 的优势

(1) 克服了普通 X 线摄影中各种器官和不同组织相互重叠的弊端　虽然 X 线

断层摄影也可解决部分问题,但其密度分辨力还远不及CT。

(2) CT值测量解决了普通X线摄影所做不到的定量分析　在普通X线片上各种组织、器官的密度正常与否及其改变程度,只能靠影像学医师的肉眼观察及积累的经验作为判断标准，难以量化。数字成像CT图像则不仅弥补了这一缺憾,而且容易统一标准,避免了单凭经验而导致的误差。同时,通过CT值测量还可协助判断疾病的性质,如鉴别水与软组织、出血与钙化以及积气与脂肪组织等。其次,通过增强前后CT值的对比观察,还可以判定病变组织有无血供及其程度。

(3) 对软组织的分辨力明显高于普通X线摄影　在CT图像上可以清楚显示是单纯骨的改变还是单纯软组织的改变或两者兼有。如有软组织病变,对其有无坏死、血供如何CT均可给予比较满意的解释。

(4) 对椎间盘病变的显示明显优于普通X线摄影　普通X线摄影只能靠间接征象(如脊柱侧弯后突、椎间隙变窄、相邻椎体边缘硬化及骨赘形成等)对椎间盘的病变进行分析判断,而CT则可直接显示椎间盘组织,不仅能观察到其突出的形态、大小、位置,而且还能显示突出的椎间盘对神经根、硬脊膜囊的压迫情况及其造成椎管狭窄的程度。

(5) 运用增强扫描可加大不同组织间、病变与正常组织间的对比,同时还可观察病变的血供情况,区分坏死组织与活体组织。这在普通X线是难以做到的。

(6) 应用窗口技术可使同一幅CT图像通过窗宽和窗位的调节,分别观察骨内部和软组织等不同组织的改变。同时,还可进行多帧图像的矢状重建、冠状重建和三维成像。这些都是普通X线所办不到的。

2. CT的不足

(1) 传统的CT机是横断扫描,对长管状骨及脊柱等无法进行直接长轴扫描,因而对于长骨和脊柱病变缺乏宏观观察；虽然可进行矢状面重建，但阶梯伪影较多,图像清晰度差,无法满足临床需要。目前的多层螺旋CT可于任意层面重建且图像清晰,可弥补这方面的不足。

(2) 由于CT是旋转扫描,金属等高密度物质(如钢板、钢针、螺钉及某些高强度填充物)会在CT图像中产生放射状伪影而影响图像质量并干扰对周围组织的显示和观察。除金属伪影外还有一种是骨骼伪影,也称射束硬化伪影(beam hardening artifact)，是由于X线在通过致密厚实的骨骼后其中的较软部分被吸收所造成的伪影。

(3) 部分容积效应(partial volume effect,PVE)　图像中的像素代表的是一个体积,即像素面积X层厚。该体积内可能含有多种组织成分,所以其中每一像素的CT值实际代表的是单位体积内各种组织的平均CT值。尤其当选择的层面较厚或病灶较小而又骑跨于扫描切层之间时,所测得的CT值代表的组织密度实际上可能并不存在,这种现象即称为部分容积效应。因此,在判断较小病灶的性质时,务必要考虑到CT值的测量误差,以免导致判断错误。

三、磁共振成像检查技术

磁共振成像(magnetic resonance imaging,MRI)是利用原子核在磁场内接受射频脉冲的能量而发生共振,并在射频脉冲停止后将吸收的能量释放出来,通过电磁感应产生电信号,并进一步通过D/A转换、A/D转换等一系列计算机处理后产生信号图像的一种检查方法。核磁共振(nuclear magnetic resonance,NMR)亦称磁共振(magnetic resonance,MR),是一种物理现象,1946年Block与Purcell报道了这种现象,并应用于波谱学。Lanterbur于1973年开发了MR成像(MRI)技术,使磁共振应用于临床医学领域。

(一)MRI基本原理

人体器官的组成中氢原子含量最大,其原子核中仅有1个质子而无中子;在自旋时,能产生磁矩或磁场,如同一个小磁体,在外磁场的作用下最易发生磁共振现象。无外加磁场时,正常人体内的氢质子自旋轴的排列无一定规律性;当人体进入外加均匀强磁场中,则其自旋轴将按磁场磁感应线的方向重新排列,具有规律性。人体内大量氢质子之和形成一个小磁场,致使整个人体处于轻度磁化状态,用特殊频率(与磁场中氢原子进动频率相同)的射频脉冲(radio frequency pulse,RF-pulse)进行激发,氢质子被激发后吸收一定量的能被诱发而产生的共振。停止激发时,则被激发的氢质子将吸收的能量逐渐释放出来,重新恢复到被激发前的相位和能级上,这一过程称弛豫,而恢复到原来平衡状态所用时间为弛豫时间。弛豫时间有两种:一种是自旋-晶格弛豫时间,又称纵向弛豫时间,反映自旋核把吸收的能量传给人体周围组织“晶格”(物质中的质点)中,重新返回到原来的平衡状态所需要的时间,也是垂直射频脉冲氢质子由纵向磁化转到横向磁化之后,再恢复到纵向磁化激发前状态所需的时间,称T_1。另一种是自旋-自旋弛豫时间,又称横向弛豫时间,是同类受激核与未受激核自旋之间的能量交换,反映横向磁化衰减、丧失的过程,也即是横向磁化所维持的时间,称T_2。T_2是由共振质子之间相互磁化作用所引起,与T_1不同,可引起共振质子的相位变化。人体不同器官的正常组织与病理组织的T_1是相对固定的且其之间有一定差异,T_2也是如此。这种组织间弛豫时间上的差异是MRI的成像基础。在此基础上自体内对外界射频产生的射频信号,用接收器收集,经数字化后输入计算机,获得T_1或T_2值,进行空间编码。用转换器将每个T值转为模拟灰度,而重建图像即磁共振图像。

(二)MRI系统

磁共振成像扫描机主要包括5个系统,即主磁体(main magnet)、梯度磁场(gradient magnetic field)、射频发射系统(RFE system)、接收线圈(receive coil)和计算机图像重建系统(computed imaging reconstruction system)。



1. 主磁体　又称静磁场。根据磁场强度分为超低场(0.02~0.09T)、低场(0.1~0.5T)、中场(0.5~1.0T)、高场(1.0~2.0T)和超高场(>2.0T)。就磁体种类而言,目前有四种类型磁体,即永磁型、超导型、常导型和混合型,以永磁型和超导型最常用。

2. 梯度磁场　包括两个正交的梯度线圈,用于层面选择和空间定位。

梯度磁场是由梯度线圈通过电流提供的。这些线圈安置在主磁体内,根据不同空间方位和角度安装,使之相互正交。一般在主磁体空间沿着 *X*、*Y*、*Z* 轴三个方向放置。

梯度线圈按照脉冲序列的编排和需要,以脉冲式的方式充电和放电,从而在均匀的主磁场中出现外加的梯度磁场。一般而言,横轴位梯度是指人体正方向的自上而下的梯度磁场,矢状位梯度是指左右方向的梯度磁场,冠状位梯度是指侧方向的自后向前的梯度磁场。三个梯度磁场中选用其一做层面选择梯度,另外两个分别做频率编码和相位编码,用于空间定位。

3. 射频发射系统　由发射线圈和射频发射放大器组成,是各种脉冲序列产生的关键,亦是产生磁共振信号的主要环节。射频脉冲的频率和带宽决定检查层面的厚度。

4. 接收线圈　一般分为固定线圈和表面线圈。固定线圈又称为体线圈,固定在磁场内,用于检查胸部、腹部和盆腔等横断面积较大的部位。表面线圈可有各种形状,置于被检查的部位,以求达到更清晰和精细的图像。有的接收线圈与发射线圈共用(如头线圈),会提高成像质量。

5. 计算机图像重建系统　包括计算机、存储器、阵列机、控制系统、A/D 转换器、D/A 转换器及显示器等。计算机要功率大、功效多,能有效地处理大量资料。计算机硬件和软件的改进,提高了运行速度,为增加许多快速成像序列提供了保证。

（三）MRI 序列

1. 自旋回波序列(spin-echosequence,SE)　该序列是通过给予纵向磁化的质子一个 90°RF,使共振质子吸收能量,将顺静磁场排列的质子的磁化矢量拉向 X–Y 平面,质子则由低能状态跃迁到高能状态位置。经过 10~100 ms 的间隔时间,当质子的凝聚相位完全消失时,其在 X–Y 平面的磁化矢量全部抵消,即失相位。这个时间即为横向弛豫时间。再发射一个 180°RF,使 X–Y 平面所有进动的质子进行一个 180°翻转,使矢相位的质子按原来自己的速度向凝聚的方向靠拢,达到"重聚集",此时释放出的磁共振信号会明显增强。

SE序列的回波时间常设在 20~120ms, 射频脉冲重复时间 (time of repetition, TR)常设在 300~3000ms。当 TR 较长时,可采用多回波技术[应用多个回波时间(time of echo,TE)],但信号强度会逐渐减弱。改变 TR 和 TE,可改变 SE 脉冲序列的效果。

2. 饱和脉冲序列(saturation recovery,SR)　在每个 90°RF 给出后即开始采集

信号,从而形成多次重复的自由衰减信号。SR 信号强度主要取决于组织的 T_1 值和 PD 值,TR 短时偏重 T 像,TR 长时偏重质子密度像。增加 90°RF 的次数可改善信噪比,但延长了扫描时间。第二个 90°RF 形成的 X–Y 平面内的质子的横向磁化矢量的大小,正比于在 Z 轴弛豫的饱和与否。图像特点改变 TR 会出现不同的饱和率,从而改变各组织间的对比度,如大脑和脑脊液的对比度随 TR 的增加而下降。

3. 反转恢复脉冲序列(inversion recovery,IR)　IR 包括一个 180°反转脉冲、一个 90°脉冲和一个 180°复相脉冲。先施加 180°射频脉冲，使质子的磁化矢量反转 180°朝向负 Z 轴方向(此时无信号发出)。180°射频脉冲激励后,负 Z 轴质子的磁化矢量以组织的 T_1 弛豫时间沿 Z 轴向正方向增长,经过一段时间(约 500ms)达到正 Z 轴方向。此时长 T_1 和短 T_1 的组织在纵向上的恢复已拉开了距离。给予 90°射频脉冲使质子的磁化矢量倒向 X–Y 平面,并产生自由感应信号。给予一个 180°射频脉冲使质子的相位反转 180°,达到“重聚焦”的目的,然后接收信号。

由于质子在反向获得的射频脉冲能量亦扩散至晶格,横向弛豫时间短,故 IR 从扫描信号中删去 T_2 信号成分,更有利地突出 T_1,可以显示更细致的解剖结构。IR 使两种不同组织间的信号对比度发生变化,并随着 90°射频脉冲的插入间隔时间而改变,IR 图像如果有轻度 T_2 作用的介入甚至可引起对比度逆转。反转恢复脉冲信号的情况比较复杂,时间参数调整是产生对比度好的图像的关键。

4. 短时反转恢复(STIR)序列　STIR 序列利用 IR 的成像原理,通过缩短 180°射频脉冲至 90°射频脉冲的时间(一般 100~110ms)使脂肪组织在 Z 轴的恢复接近 0，再给予 180°复位脉冲，这样感应信号中脂肪组织的信号成分已基本被消除。STIR 是较常用的脂肪抑制序列,特别对关节疾病的检查很有帮助。

由于脂肪的 T_1 值一般在 200ms 左右,为体内 T_1 值最短的组织。缩短 180°射频脉冲至 90°射频脉冲的时间可基本消除脂肪成分对信号的影响,从而达到脂肪抑制的目的。其他 T_1 值类似脂肪的组织亦可被抑制,尤其是被 Gd-DTPA 增强的组织结构,因而可造成假象。在应用该序列时要有针对性地进行选择应用。

5. 相位重聚快速小角度激发成像　快速小角度激发成像(fast low angle shot imaging,FLASH)是梯度回波脉冲序列中较常用的一种。通过对受检组织进行小角度激励(<90°),以得到磁化矢量的部分横向分量。应用相位重聚梯度,使相位相干状态保留至下一周期,从而产生“零相位”。

相位重聚 FLASH 采用较短的 TR 和 TE,较易得到 T_1 加权像。采用较短的 TE 和<30°的 RF 射频脉冲即可消除 T_1 对比的影响,得到准 T_2 加权像。由于观测时间内进入成像层面的不饱和自旋质子数增多,血流一般为较强信号。该序列对水和脂肪组织均比较敏感。该序列还常被用来进行动态研究,如关节活动功能研究、对比剂动态观察以及血管造影等。

6. 磁共振水成像　是近年开发的磁共振扫描新技术,其成像原理是根据人体

内液体具有长 T_2 弛豫值的特性综合应用磁共振扫描序列和参数，主要是选择采用快速采集弛豫增强序列获得重 T_2 加权像，使含水器官显影，达到水造影的目的；再通过图像叠加、重建等处理，获得含水管腔的图像。目前应用较多的有胰胆管水成像、尿路水成像以及椎管水成像等。对于诊断这些器官的病变，提供了一种新的、安全无创的检查方法。

7. MRI 增强　对比剂 Gd-DTPA 在正常情况下不能通过血—脑屏障，所以脊髓在增强前后其信号可相仿。但当血—脑屏障异常时则可进入，并明显缩短病变组织的 T_1 弛豫时间，以致在 T_1 加权像上病变组织信号增高。

（四）MRI 的特点

由于 MRI 是利用人体内氢原子核中质子在磁场中的固有特性，经射频脉冲激励、位能变迁、梯度磁场标记、电磁感应和一系列计算机图像重建，获取的是人体组织层面的化学信息影像，表达以信号强度方式。所以与 X 线和 CT 相比，MRI 有许多优点，当然亦有不足之处。

1. MRI 的优点　MRI 的优点在于它不使用任何射线，避免了对人体的辐射损伤。可以多方位成像，直观显示解剖结构。由于 MRI 不是透射方法成像，所以不会产生诸如骨骼、气体等造成的伪影，同时提高了对骨骼、椎管、颅底等病变的观察和认识，无需对比剂即可显示三维血管影像。在组织分辨率方面，对软组织有高超的显示能力，层次丰富，分辨率高。而对脂肪、水的显示敏感性高，可以发现早期病变，特别对骨髓、关节等病变的诊断有独到之处。

2. MRI 的缺点　MRI 的缺点首先在于设备贵、检查费用高；其次其空间分辨率不如 CT，不能对组织及病变进行定量分析。此外，图像极易受其他因素影响，信噪比不稳定，扫描时间长，对于装有心脏起搏器和有铁磁性物质（如节育环、异物、钢板）的部位不能检查。应用技术复杂，需选择合理的参数和序列，诊断医师需有全面的影像学知识。

第四节　腐败尸体的虚拟解剖

一、死后变化及其法医学意义

人体死亡后，随着呼吸、循环的停止，全身组织、细胞处于缺氧状态，当机体缺氧达到不可逆转时，细胞、细胞器和基质成分逐渐发生坏死、肿胀，随着膜性结构的破裂、溶酶体的释放，机体首先产生自身变化：肌肉逐渐僵直至强直状态，体温逐渐下降至环境温度，血管壁孔隙加大，血液、组织间液等向组织间渗透；然后是体内或周围环境中的微生物（如腐败菌）在组织间孳生、分解：组织失去弹性逐渐塌陷，细

菌分解组织产生气体，该气体与体内的血液成分发生化学反应而产生颜色变化；最后，嗜腐昆虫参与机体的分解过程：直接啮噬或产卵后通过幼虫蚕食等，机体组织成分逐渐丧失直至白骨化。

随着尸体腐败，某些重要的法医学证据（如擦伤、挫伤或某些疾病的细胞学变化等）逐渐模糊甚至消失，不利于致伤方式、死亡原因等的判断。然而，腐败的尸体并非完全没有价值，某些重要证据依然会保留在腐败的组织之间。例如，当损伤深达骨质时，致伤物就会在骨骼上留下一定特征性的损伤形态，通过这些形态可以进行致伤物推断，分析作用力大小、方向和频率，并据此进行罪犯特征刻画。因此，发现并观察腐败组织下的骨骼受力特征具有很大的法医学意义。再如，由于某些毒物并不会随尸体腐败而分解，故当尸体腐败后，在特定部位提取毒化检材，仍然有可能检测出毒物成分。某些病理变化，如冠状动脉硬化、肺结核等受尸体腐败因素的影响很小。更令人关注的是，根据尸体腐败程度可以进行死亡时间分析。

二、虚拟解剖在腐败尸体检验中的作用

（一）可最大程度保留组织原始结构和相对位置

尸体腐败后，组织结构逐渐发生破坏，组织器官之间以及病变组织与正常组织之间的界限模糊，由于腐败气体的产生，导致组织间因腐败气体充斥而使局部极度膨胀，解剖过程本身是一种破坏性检验，随着组织被切割开来，组织间的腐败气体或液体就会迅速排出，组织亦随之塌陷。因此，法医学对于腐败尸体的检验时间上要求尽快，动作上要求尽量轻柔，尽量保持组织的原貌，以利于最大可能地发现机体内尚存的重要信息。然而，腐败尸体的解剖难度较大，对于新上岗且经验不丰富的法医来说更是如此。究其原因，一方面是因为腐败导致基本结构塌陷；另一方面，解剖过程的拖拉、切割会加重组织的破坏。此外，由于体液的渗透和红细胞的崩解，使组织间出血、血肿等模糊不清，有时甚至难以和死后血液坠积区分开来。不仅如此，组织的液化和凝血块的溶血又会使血肿很难保持在原位，如硬脑膜外和硬脑膜下的血肿，往往会在打开颅腔后迅速滑落、溢出，给测量、拍照等取证工作带来不便。为此，有些法医的做法甚至是先把尸体冷冻坚实，然后一次性锯开颅骨和脑组织，再在颅内灌满甲醛溶液，等组织固定成形后再切开检验。这种做法既费时费力，在伦理上又使人难以接受。

通过影像虚拟解剖则上述问题可以得到很好的解决。在腐败尸体体腔尚未打开之前，组织器官中保持着积气、积液的原始状态，即使部分器官泡沫化乃至泥沙样改变时，依然保持着最原始的部位和轮廓，此时进行影像学扫描或者三维重建可以有效发现骨折、出血甚至部分病变等，根据其部位、范围和程度等分析暴力的性质和致伤物特征，尽可能多地为鉴定收集有用的信息。同时，影像学资料提供精细、明确的图像，在一定程度上也可弥补腐败尸体照片上固有的污浊、模糊等不足，为

侦查、审判提供了更全面、更令人信服的证据。然而,需要指出的是,组织腐败后化学性质发生了变化,造成磁共振信号过多丢失,给 MRI 检查带来了难题。不过,多层螺旋 CT(MSCT)仍可发挥其应有的作用。

(二)可为通过死后变化进行死亡时间推断提供依据

生前伤由于伴有出血、炎症反应等,故称生活反应。因此,组织中是否有出血往往是生活反应的重要特征。对于影像学图像来说,出血组织必然反映出与正常组织不同的灰度值变化,因而使通过 CT、MRI 图像中的出血等生活反应来判断生前伤和死后伤变成可能。

死后变化造成组织崩解和器官泡沫化,许多有价值的证据趋于湮灭,但腐败的进程也为死亡时间推断提供了许多有意义的素材。法医可以通过观察死后不同时间皮下、软组织内腐败气泡的积累部位、范围来揭示不同死亡时间的影像学变化特征,从而为死亡时间推断工作增加新的证据。

(三)可作为群体性灾难事故中腐败尸体个人识别的筛查工具

新鲜尸体的个人识别以前是主要靠指纹,国外使用较多的是牙科记录或是放射记录,但目前几乎绝大多数的是靠 DNA。然而,遇到重大灾难性事故且尸体均有一定程度的腐败时,DNA 检验、比对工作量大,所采集的样本又可能因腐败而无法检出。如果有一种快速、无损的筛查工具先进行普查,则可迅速缩小检测范围,减轻 DNA 取样、检测工作的压力。如在 2004 年 12 月印度太平洋海啸灾难,造成 20 多万来自不同国家的人死亡。尽管有全世界多个国家的法医共同工作,但是由于各小组的检测结果不能实时共享,信息比对工作存在较大难度。在此背景下,如果对有可靠的牙科记录、骨科植入物或是心脏起搏器等特殊信息的人群进行计算机断层扫描,通过先粗筛再送 DNA 检验确证的方式,可迅速加快工作的进程。

三、尸体死后变化的影像学特点

(一)腐败积气

在尸体腐败过程中,产气腐败菌在分解组织的同时,会产生大量的腐败气体,这些气体逐渐积聚于皮下、肌肉组织以及实质器官内,在尸体检验时可见皮下气泡形成或泡沫状器官,肌肉组织间的腐败气体则不容易分辨。

然而,在 MSCT 断层图像下腐败气体在不同组织间表现各有特点:皮下组织疏松而结构不均匀,因而腐败气体表现为条索状或斑片状;肌肉组织致密且结构均匀,故腐败气体表现为羽毛状;实质器官由于结构均匀质地略疏松,故腐败气体表现为蜂窝状(图 1-4-1)。



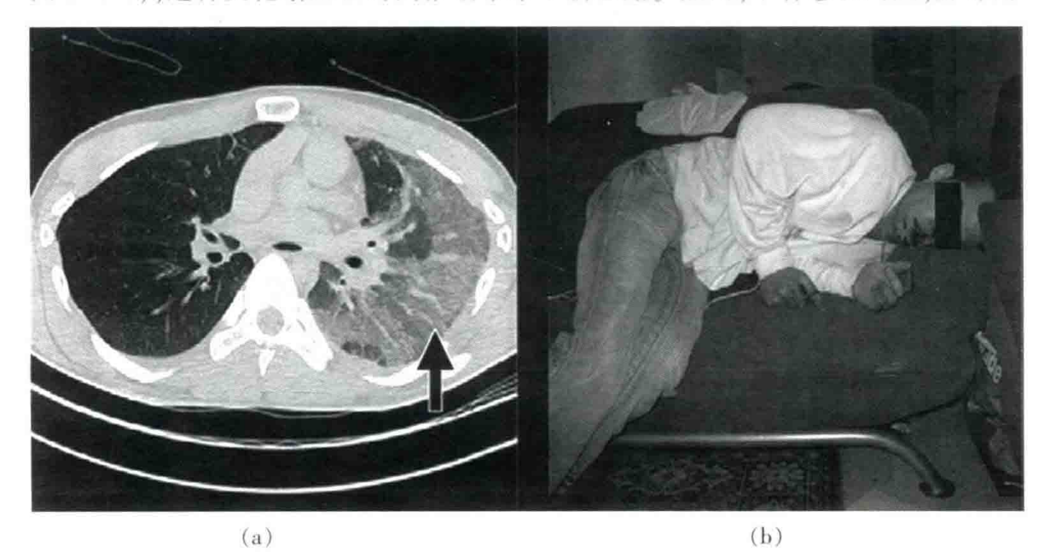

(a)　　(b)

图1-4-1 MSCT断层图像下腐败气体在不同组织间表现

(a)—肌肉；(b)—腹腔器官

（二）器官（肺部）的尸斑

死后的CT图像中，可以看到在肺部的低下部位形成的"内部尸斑"，其原理与皮下形成的尸斑类似。通常位于肺部靠近身体低下部位一侧，呈毛玻璃状，充斥低下部位肺组织之中而使肺组织形成一条平行于地面的"气—血"水平线（图1-4-2、图1-4-3），这种变化给死亡时间推断带来了新思路。然而，不容忽视的是，肺部的



(a)　　(b)

图1-4-2　左侧卧位造成左肺的血液坠积（Andreas Christe）

(a)—肺CT平扫示左肺血液坠积（箭头）；(b)—现场死者左侧卧位

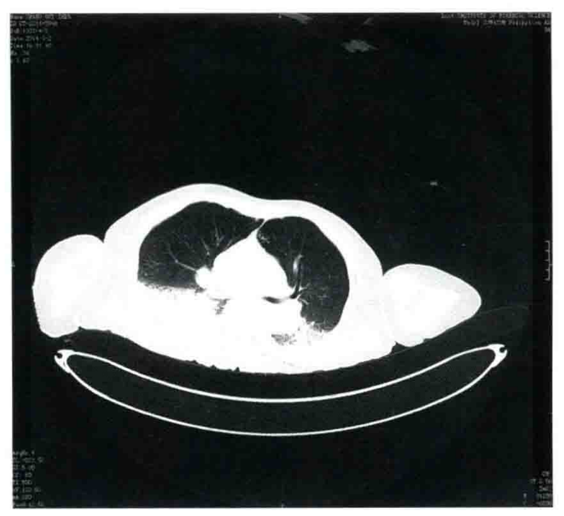
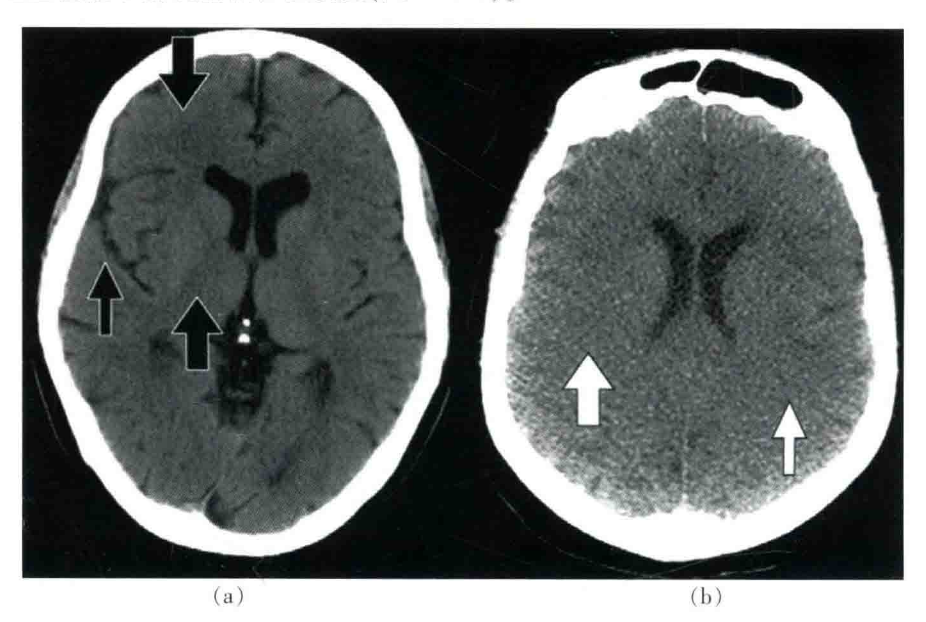


图 1-4-3 仰卧位造成的双侧肺血液坠积

血液坠积影像也给肺栓塞或肺挫伤的区别工作增加了难度。

（三）组织肿胀（脑）

由于自溶作用，脑组织表现为脑水肿进行性加重，各部分分界模糊。与正常活体脑 CT 断层图像相比，死后脑 CT 中可见皮、髓质分界不清，沟回形态模糊，脑组织也呈模糊不清或呈颗粒状改变(图 1-4-4)。



(a)　　　　(b)

图 1-4-4 活体脑 CT 与死后 11h 脑 CT 的对比

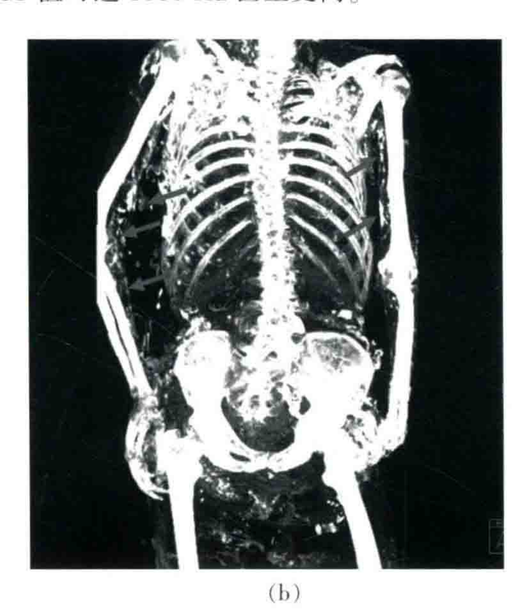
(a)—活体脑 CT；(b)—死后 11h 脑 CT

（四）尸蜡

尸蜡是晚期保存型尸体现象中的一个重要过程。在脂肪组织的皂化作用下，含钙沉积物会在皮下或其他组织内逐渐堆积，借助于螺旋 CT 可以显示尸蜡在体内的分布情况，为尸体所处体位判断或死亡时间推断等提供了依据(图 1–4–5)。尸蜡在 CT 图像中表现为特殊的高密度影，其 CT 值可达 1000 Hu 甚至更高。



(a)



(b)

图 1–4–5　湖中发现死亡时间超过 3 年尸体蜡化

(a)—尸体蜡化；(b)—CT 平扫示尸蜡成分(箭头)(Thali)

（五）蝇蛆破坏

是晚期尸体现象的另一特征之一。除了体表发现的蝇蛆以外，死后影像检查可在 CT 图像上发现团块状或绒毛状的蝇蛆团块，主要分布于气道、消化道乃至部分内脏器官附近(图 1–4–6)，成为死后 CT 检查的又一个重要特征。

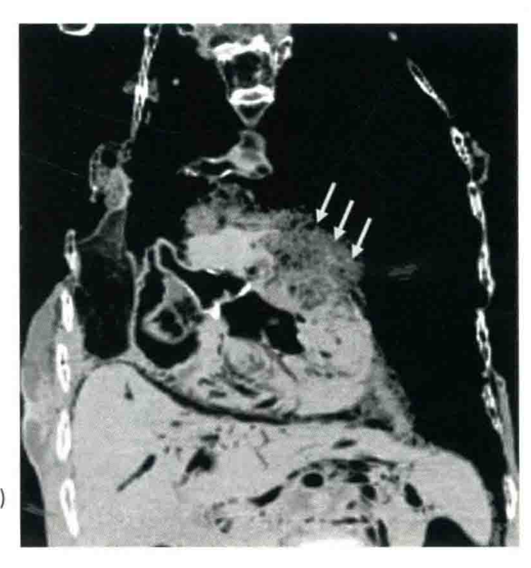


图 1–4–6　心肌梗死(PMI)后超过 3 周尸体死后 CT 显示蝇蛆的绒毛、团块状结构(箭头)(Thali)



第五节　虚拟解剖在机械性损伤鉴定中的应用

机械性损伤是暴力性死亡最常见的原因，因此也是法医病理的主要研究内容。通过机械性损伤的形态、位置、范围、分布以及相互关系，可以达到分析暴力成因、推断致伤工具乃至判断犯罪心理和推测犯罪动机的作用。因此，与大多数临床医学学科着重于有生命危险的危重损伤研究不同，法医学研究的机械性损伤则既要观察单处损伤的程度、形态、位置，还要判断损伤的位置关系和关联性，才能全方位地分析损伤特征，判断暴力来源。

对于机械性损伤，尤其是皮肤擦伤、皮下出血来说，法医可获得的信息首先主要是颜色变化，因为处于生活状态的机体发生外伤后会迅速产生出血、充血、炎症等病理生理变化，伤区形成与周围组织明显的反差，肉眼下容易辨认。其次才是形变特征，要通过精细观察、拍照固定并与可疑致伤物相比对。然而，由于虚拟解剖所显示的影像并非组织的照相，故颜色变化几乎是影像学技术的盲区。相反，对于形变特征、空间结构和不同部位损伤的位置关系，虚拟解剖则可得心应手、游刃有余。不仅可以对某个损伤特征分离、测量、放大或突出显示，而且可以进行三维立体结构重建，并可360°旋转。在空间结构方面，可以方便地通过分割、移位、对比、拟合等。因此，在机械性损伤鉴定中，以真实解剖结合虚拟解剖可能是一个取长补短、更为切实可行的方法。

一、皮肤损伤

人体皮肤暴露于身体之外，具有自身特有的结构、弹性和韧性，钝器造成的皮肤损伤往往蕴含了大量的信息，通过细致的尸表检验，可根据形态学改变解决很多问题：如损伤是否钝器形成、损伤的方向如何、暴力的大小和性质……甚至可以根据损伤、出血的大小、部位、形状等推断致伤物的接触面。除了形态改变以外，损伤造成的出血或致伤物表面油漆的附着等，使损伤发生颜色改变，也能提供致伤物和外力性质等信息。与此相比，影像学则仅能提供灰度图像，因而体表损伤的虚拟解剖研究不作为研究的重点。

然而，由于尸体不能长期保存，死后变化又会使体表损伤特征逐渐灭失，当事先缺乏细致的尸表检验和照相记录时，影像学资料有时仍可反映出体表损伤的形态学变化，部分三维重建资料还能保持钝器造成皮肤损伤的特征性轮廓（图1–5–1）。

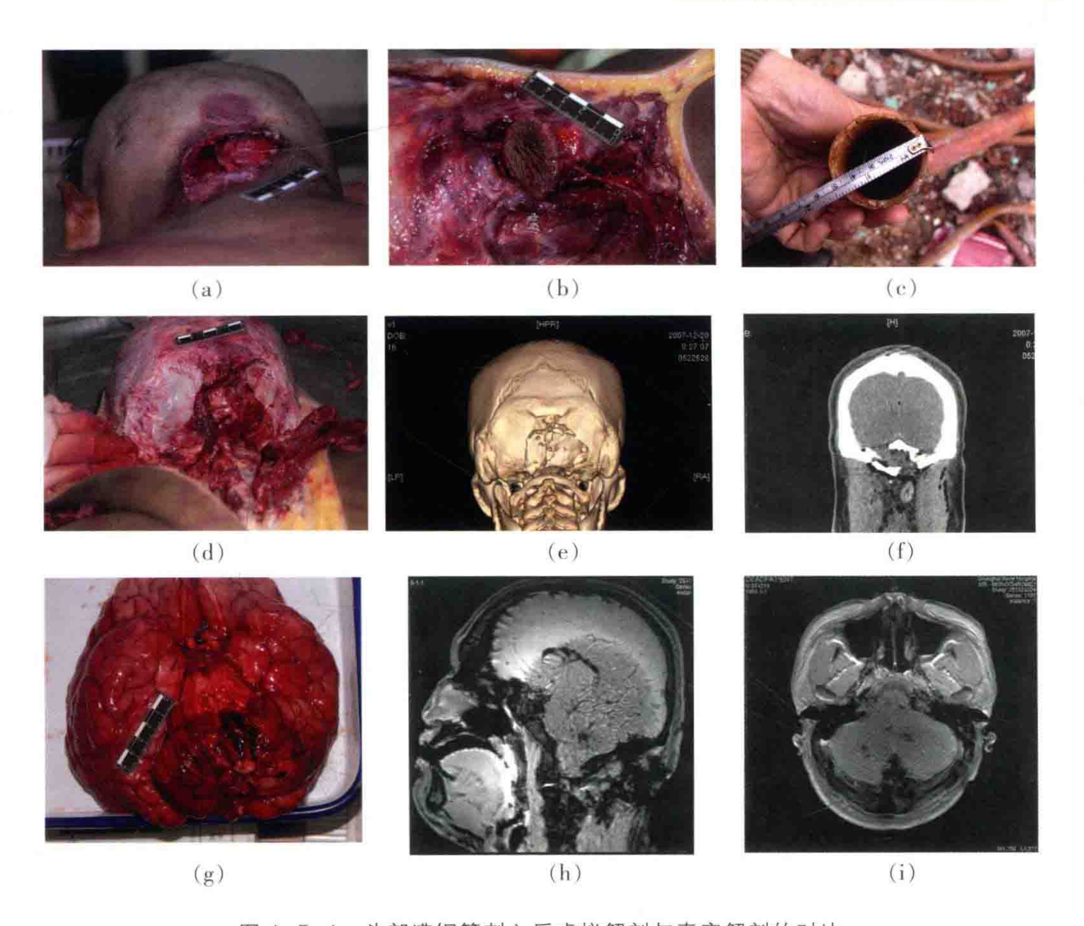


图 1-5-1 头部遭钢管刺入后虚拟解剖与真实解剖的对比

(a)—枕部头皮挫裂创;(b)—枕部类圆形皮瓣;(c)—致伤物钢管;(d)—枕骨圆形骨折;(e)—颅骨 CT 三维重建;(f)—头部 CT 断层平扫;(g)—大脑枕叶及小脑挫伤;(h)—MRI 矢状面;(i)—MRI 断层

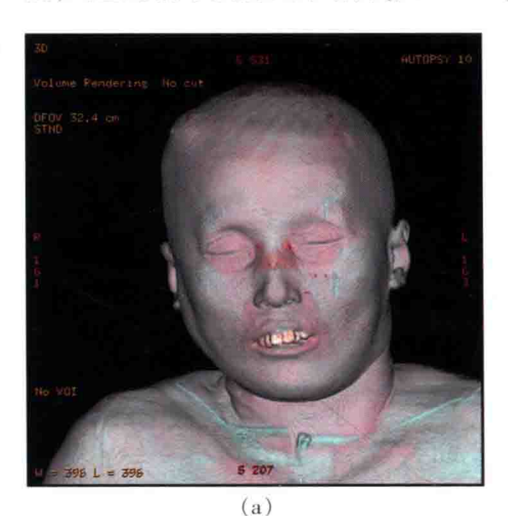
二、挫伤

挫伤(contusion)又称皮下出血。是由致伤物作用于皮肤造成皮内或皮下血管破裂引起皮内或皮下出血为主要改变的闭合性损伤。挫伤可伴有不同程度的表皮脱落、局部肿胀和炎症反应。损伤的大小、形态及出血程度等因作用力大小及局部组织特点而异,眼眶周围、面颊部、乳房、股内侧、会阴等处由于皮下组织疏松、血管丰富,受力后不仅血管易发生破裂、出血,而且出血量多、范围较广。手掌、脚掌等部位,皮下组织致密,组织间隙小,受力后皮下出血量少。因此,具有致密皮下组织的部位发生挫伤对于致伤物推断和受力分析等具有一定的法医学意义, 而疏松部位的挫伤则很难反映出作用物特征。

挫伤也可发生在内部器官，如脑、心、脾、肺、肝、肾、肠系膜或肌肉，挫伤常见于钝器打击伤、坠落伤、交通事故伤，也可见于枪弹伤。

（一）软组织外伤后的影像学改变

1. 软组织血肿（soft tissue hematoma） 血肿的 X 线吸收值接近于水，故无论是在 X 线平片还是在 CT 平扫中出血部位软组织均显示片状模糊的稍高密度影，当出血位于肌组织中时会使肌间隙模糊不清。特别是 CT 检查可见血肿部位软组织肿胀，位于皮下或肌肉的急性期血肿呈高于肌肉密度影（图 1-5-2）。MRI 检查中血肿的信号强度取决于出血时间，但其时间变化特征与颅内血肿不一致，软组织内血肿的脱氧血红蛋白变性降解时间慢，T_1WI 示在急性期可呈低信号强度， 在急性后期，出血的信号强度斑片增高（图 1-5-3），在亚急性期、慢性早期可呈片状、环状高



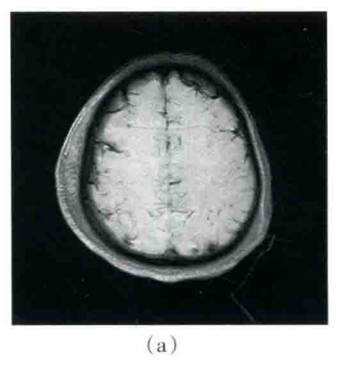
(a)



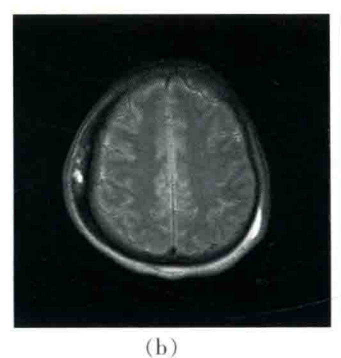
(b)

图 1-5-2 死后 CT 三维重组和平扫所示头皮下血肿

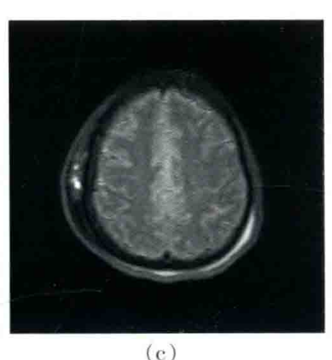
(a)—CT 三维重组；(b)—平扫



(a)



(b)



(c)

图 1-5-3 死后 MRI 平片

平片中 T_1WI(a)、T_2WI(b)和 T_2WI/FLAIR(c)所示头皮下血肿

信号强度，T_2WI 呈高信号强度。上述特点提示，MRI 不仅可以明确显示软组织血肿的形态特征，而且由于不同时期的 MRI 强度对于挫伤形成时间（wound aging）推断具有一定的法医学意义。

2. 肌肉挫碎或坏死（necrosis）　可因物理性、化学性损伤等因素所致。早期组织充血、出血、水肿、渗出，进而发生坏死。

影像学上，X 线平片可显示组织肿胀、水肿炎症变化及结构的形态学异常，CT 表现为肌肉密度不均匀性减低，CT 增强扫描可见早期坏死肌肉边周强化，MRI T_1WI 示病变肌肉信号强度不均匀减低，T_2WI 示病变肌肉信号强度不均匀增高。

3. 水肿（edema）　外伤引起的软组织水肿可见局部肿胀，呈暗紫红色，表皮紧张、透亮，有些软组织丰富部位触之有轻度波动感。

X 线检查可见皮下组织均匀透光区出现粗大网格结构，或见到增粗条纹状结构，系水肿液存在于脂肪小叶之间所致。严重者可致皮下组织与肌肉间界线不清，肌肉肿胀，肌间隙模糊不清或消失。CT 平扫见病变部位软组织肿胀，皮下组织与肌肉肿胀，皮下脂肪部密度不均匀条状、网格状增高。肿胀肌肉密度减低 MRI T_1WI 示皮下及肌肉水肿部位信号强度减低，T_2WI 示信号强度增高。

三种检查手段中，X 线平片对水肿诊断有限，CT 检查对水肿的定位显示优于 X 线；MRI 对水肿的显示敏感。

4. 软组织渗出（soft tissue exudation）　多表现为组织充血、水肿、渗出，可呈局限性，也可呈弥漫性。

软组织渗出的影像学表现与软组织水肿相似，影像学检查无特征性。X 线平片病变局限或弥漫性肿胀，肌间隙模糊消失，皮下脂肪层内出现密度增高条纹，近肌肉侧呈纵行，皮下侧呈横行交叉状、网状。CT 平扫见渗出部组织肿胀、境界不清，皮下脂肪条纹状密度增高，肿胀肌肉密度减低。除显示组织肿胀外，T_1WI 示皮下或肌肉渗出组织信号强度减低，T_2WI 示病变信号强度增高。

5. 软组织脓肿（soft tissue abscess）　病因可来自于严重的软组织外伤后的特异性感染和非特异性感染所致。影像学表现：X 线平片示局部肿胀、肌间隙不清，慢性脓肿可致病变局部密度增高。CT 平扫见局部肌肉组织肿胀，境界不清，脓肿呈不规则形，脓肿壁稍低于肌肉密度，脓液呈低密度，CT 增强见脓肿壁呈中等不规则强化。MRI T_1WI 示脓肿呈不均匀低信号强度，脓肿壁稍高于脓液信号强度，T_2WI 示脓液、脓肿壁信号强度增高明显，周围软组织信号强度亦有所增高。

6. 软组织积气（soft tissue gas）　病因除外伤外，也可因含气器官的破裂、穿孔所致，如食管、气管破裂，气体进入纵隔、颈胸部软组织内，也可因腹股沟疝破裂，气体进入皮下组织。值得注意的是，由于死后腐败气体的作用，加之器官腐败后又会有一定程度的变形，故软组织积气应与死后变化相区别。X 线平片对积气显示敏感，CT 平扫对于复杂部位积气的显示有帮助，软组织积气一般不使用 MRI 检查。



（二）软组织外伤的虚拟解剖

1. X线表现　X线平片见外伤部位软组织肿胀，皮下水肿，皮下正常均匀透光的皮下脂肪区见脂肪小叶间水肿呈粗大网格，水肿明显时局部致密度增高。受损伤肌肉肿胀，肌间隙消失或模糊不清。肌肉血肿形成时肌肉肿胀，密度不均匀增高。断裂伤见皮肤肌肉连续性断裂，断裂肌间隙呈透光区。胸部复杂性外伤或腹部裂伤合并空腔器官破裂时可见气体渗出，胸壁、腹壁肌束间见条带状透光区。异物穿入时，金属类异物呈致密原形态影像，低密度异物如木片、塑料等异物在良好X线片上或干板照像时显示低密度透光区。有时合并骨骼关节、器官组织的异常。

2. CT表现　轻度挫伤见患部肿胀，皮下水肿呈网格状高密度；肌肉肿胀，挫伤水肿渗出区呈低密度境界不清，肌间隙变窄或消失；出血时间在急性期因血细胞比容作用表现为肌肉、肌间或皮下高密度区，境界可清或不清呈弥漫性，慢性期因血细胞溶解，血肿区呈低密度。软组织内积气呈条状、点状或囊带状气体极低密度灶，压迫周围肌束移位变形。软组织内异物CT扫描优于X线检查，准确地显示异物所在具体部位、异物的进入路径及对其他骨关节或器官组织的损伤。

3. MRI表现　挫伤在MRI T_1WI上见受累的组织肿胀，肌间隙变窄或消失，损伤部位信号强度减低，边缘不清或清，T_2WI损伤部信号强度增高。挫伤时可显示不同形态的血肿存在，急性期、亚急性期在T_1WI上呈稍高、高信号强度区，较大血肿一般呈环状高信号强度PDWI，T_2WI血肿则呈均匀高信号强度，周围水肿组织的信号强度也升高，但低于血肿的信号强度。慢性血肿时因血肿周围含铁血黄素沉着，T_1WI上可见低信号强度环条，并逐渐扩大，最后血肿呈低信号强度区。积气时T_1WI、PDWI、T_2WI上均呈极低信号强度区，其显示不如X线片或CT直观明显，软组织内异物如含铁磁物质，T_1WI，PDWI，T_2WI均显示局部信号强度缺失，缺失周围组织扭曲变形，信号强度条状增高。

（三）皮下出血的虚拟解剖与真实解剖的对比观察

根据尸体解剖的大体观察、组织病理学检查和虚拟解剖情况，上述案例中的皮下出血按损伤程度划分为四级，本分级观察方法旨在为法医学钝器损伤判断和评估提供更明确的标准。分述如下：

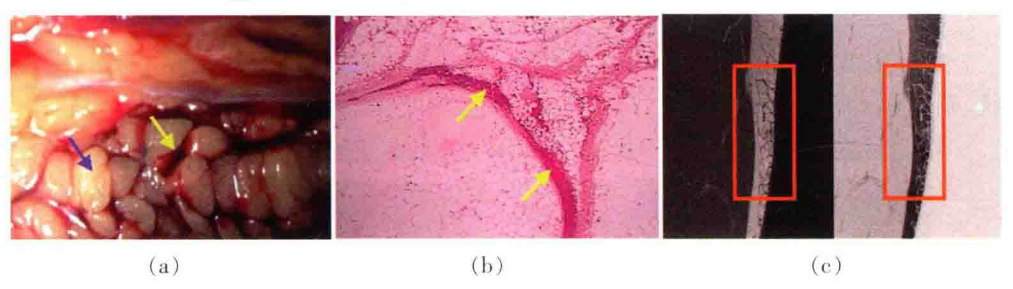
1. 脂肪小叶间出血（1级）

（1）大体改变　当损伤程度较轻时，仅造成脂肪小叶周围的结缔组织出血，外观呈轻度淤青色，由于脂肪小叶内无出血而保持原有的黄色，周边红色的出血区包绕黄色脂肪组织，形成特征性镶边状改变。脂肪小叶间出血除见于脂肪组织遭受直接暴力作用以外，也可见于外力作用于毗邻组织造成脂肪组织受牵拉出血（图1-5-4a）。

（2）镜下改变　脂肪小叶间的结缔组织弥漫性出血，红细胞呈片状、条状包绕于脂肪小叶周围，脂肪小叶内罕见出血（图1-5-4b）。

(3) 影像学改变　MRI：在 MRI 影像上脂肪小叶间出血清晰可见，出血区呈网格状或蜂窝状低密度影(T_1)或高密度影(T_2)(图 1-5-4c)。

CT：无特殊改变。



(a)　(b)　(c)

图 1-5-4　脂肪小叶间出血的真实解剖和虚拟解剖

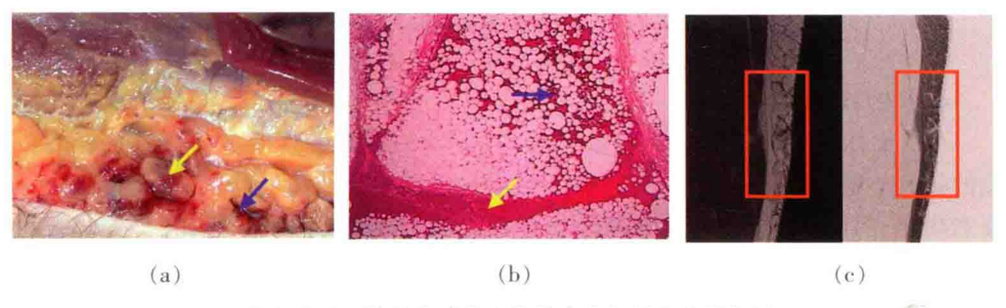
(a)—大体；(b)—镜下；(c)—虚拟解剖对比(Kathrin Yen)

2. 脂肪小叶内出血(2 级)

(1) 大体改变　当遭受到较大强度外力时，可造成脂肪小叶间和小叶内均有出血，外观呈青紫色，其颜色深度取决于脂肪组织出血程度，脂肪小叶内和小叶间出血分布呈斑片状和镶边状。脂肪小叶内出血可作为脂肪组织遭受直接外力作用的证据，这对于法医生物力学分析和致伤物推断等具有重要意义(图 1-5-5a)。

(2) 镜下改变　脂肪小叶内出血与脂肪小叶间出血并存，未出血的脂肪小叶和出血的脂肪小叶并存。有时出血可连接、融合，形成局部区域的大片状，但脂肪小叶结构尚清晰(图 1-5-5b)。

(3) 影像学改变　MRI：脂肪组织出血区可见灶状、云雾状低信号影(T_1)或高信号影(T_2)，边界不清，挫伤出血区与正常区域反差明显(图 1-5-5c)。



(a)　(b)　(c)

图 1-5-5　脂肪小叶内出血的真实解剖和虚拟解剖

(a)—大体；(b)—镜下；(c)—虚拟解剖对比(Kathrin Yen)

3. 脂肪小叶挫碎(弥漫性出血，3 级)

(1) 大体改变　当脂肪组织遭受强大的外力作用时，可造成脂肪小叶间的纤维结缔组织以及脂肪细胞胞膜的部分破裂，出血可在脂肪小叶内及脂肪细胞内出现，出血区相互渗透、连接融合呈片状，同时伴有破裂的脂肪细胞内液状的脂肪成分溢

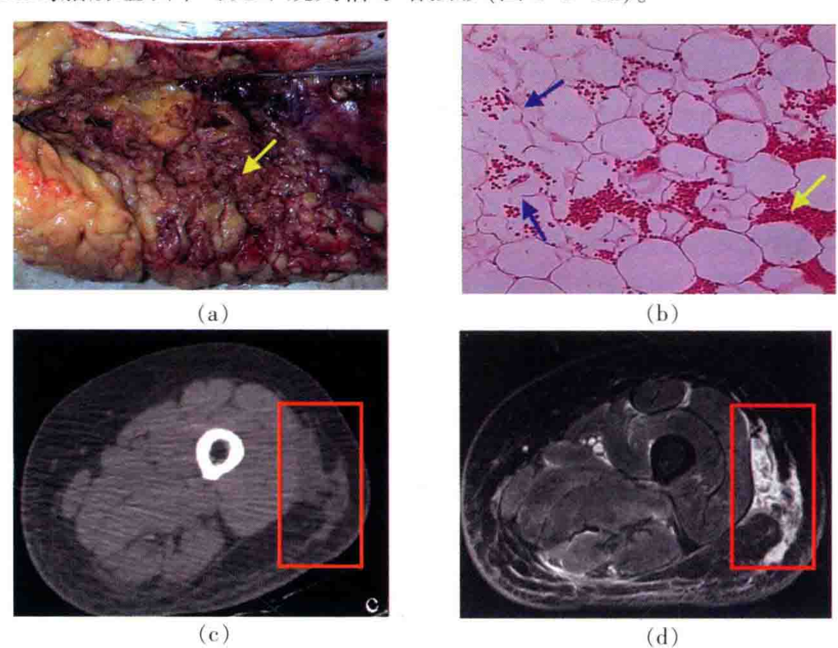
出，在损伤部位形成胶状或粥状的油性黏稠渗出物(图 1-5-6a)。

(2) 镜下改变　脂肪小叶间的纤维隔膜大部分断裂破坏，脂肪小叶结构不清，脂肪小叶内和脂肪细胞内见大量出血(图 1-5-6b)。

(3) 影像学改变

MSCT：出血区域呈灶状、云雾状分布，小叶状结构的界线消失，出血部位呈片状、湖状等不规则状分布(图 1-5-6c)。

MRI：脂肪组织中可见不规则信号增强影(图 1-5-6d)。



(a)　(b)

(c)　(d)

图1-5-6　脂肪小叶挫碎的真实解剖和虚拟解剖(Kathrin Yen)

(a)—大体；(b)—镜下；(c)—MSCT；(d)—MRI

4. 空腔样改变(4 级)

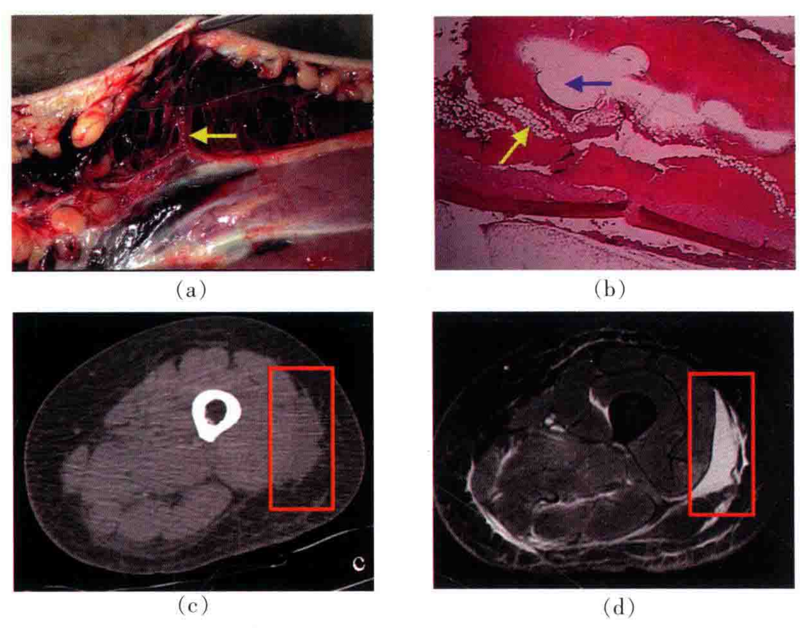
(1) 大体改变　当遭受到极其强大的外力(如交通事故撞击、碾压伤，高坠造成的顿挫伤等)后，脂肪组织严重挫碎，形成皮下囊腔状结构，腔内积聚大量血液和液态脂肪，解剖时可见大量血液聚集形成湖泊状，液面漂浮大量脂滴和挫碎的脂肪粒。有时损伤表现为皮肤及皮下脂肪整层与筋膜组织分离，皮肤触之呈囊袋状改变，有人称为“剥皮创”，多见于交通事故的碾压、挤压损伤(图 1-5-7a)。

(2) 镜下改变　与 3 级类似，程度更严重。出血区融合成湖泊状，出血区内可见散落脂肪组织，脂肪小叶结构不清(图 1-5-7b)。

(3) 影像学改变

MSCT：脂肪组织间可见不规则形液体积聚区，与周围组织分界清晰，根据 MR 序列不同显示相应的低密度或高密度液体信号(图 1-5-7c)。

MRI：与 3 级脂肪出血影像改变类似，脂肪组织间见大面积液体积聚区，与周



(a) (b) (c) (d)

图 1-5-7　空腔样改变的真实解剖和虚拟解剖和虚拟解剖

(a)—大体;(b)—镜下;(c)—MSCT;(d)—MRI(Kathrin Yen)

围组织分界明确,易于辨认(图 1-5-7d)。

在实际案例中,脂肪组织皮下出血程度事实上并无明显的界限,同一个体也可能同时存在多种脂肪出血情况。不过,通过对皮下脂肪出血损伤程度的分级,有助于区分暴力的性质和程度,对于法医学生物力学分析乃至致伤物推断等均有重要意义。通过以上病例的分析比较,可以看出 CT 诊断效果不甚明显,MRI 可发挥较大作用,尤其是特殊的网格状影像具有确诊意义。

三、创

(一) 法医学特点

创(trauma)是由较强大的暴力致皮肤全层和皮下组织甚至肌肉直至内脏器官破裂的开放性损伤。创的致伤物可以是钝器、锐器,也可以火器(枪弹),不同类型致伤物造成创的形态有其各自的特点。然而,由于致伤物千变万化,接触面形态特征、质地、作用方式不同,有时仅从创口形态很难进行区分。各种创是由于较大的致伤力作用的结果,许多创不仅在皮肤上形成创口,还同时有其下骨质和器官的损伤。因此,准确区分创的形态特征以及创道的宽度、方向和深度等对于致伤物推断有重要的实用价值。

(二) 创的虚拟解剖

刺创的体表形态可以反映出诸如致伤物形状、性质、大小以及刺入方向、作用

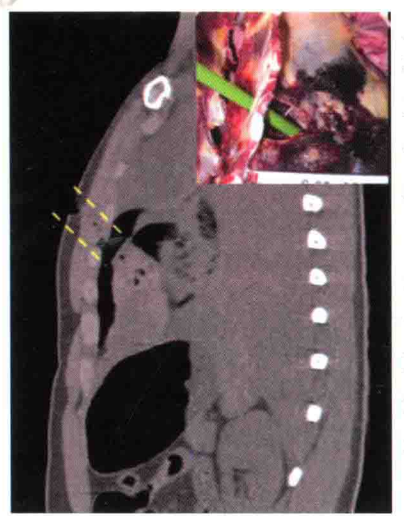


图1-5-8　MSCT矢状位断层图像显示创道走向(Thali)

力等重要信息,由于不能表现颜色改变,加之显影模糊,体表刺创的影像学信息并没有实际体表检验丰富。然而,由于影像学检查自身的优点,仍可提供一些有用的信息,从而至少可以成为尸表检查的重要辅助工具或补充。

1. 便于检查和预览　法医对于锐器创的检查是一种破坏性检查,常需要逐层解剖以探明锐器创在体内的走向和范围,解剖时主要根据创口的形态和走向趋势以及探针探查的创道方向决定解剖路径。然而,由于受刺创形成时的体位、软组织的变形以及创缘组织的收缩反应等因素的影响,有时创道走向和大小会发生一定程度的形变,从而与解剖前的判断有一定程度的偏差,加之解剖本身的切割、撕拉等作用也会造成解剖过程中对创道自然形态的破坏。因此,对刺创进行影像学的扫描,在短时间内可留下较全面的信息,通过断层图像并结合三维重建可迅速明确创口、创道的位置和走向(图 1-5-8)。除此之外,创口的三维重建仍可提供诸如大小、位置、创角等大部分信息(图 1-5-9),便于进行进一步检验和致伤工具推断。

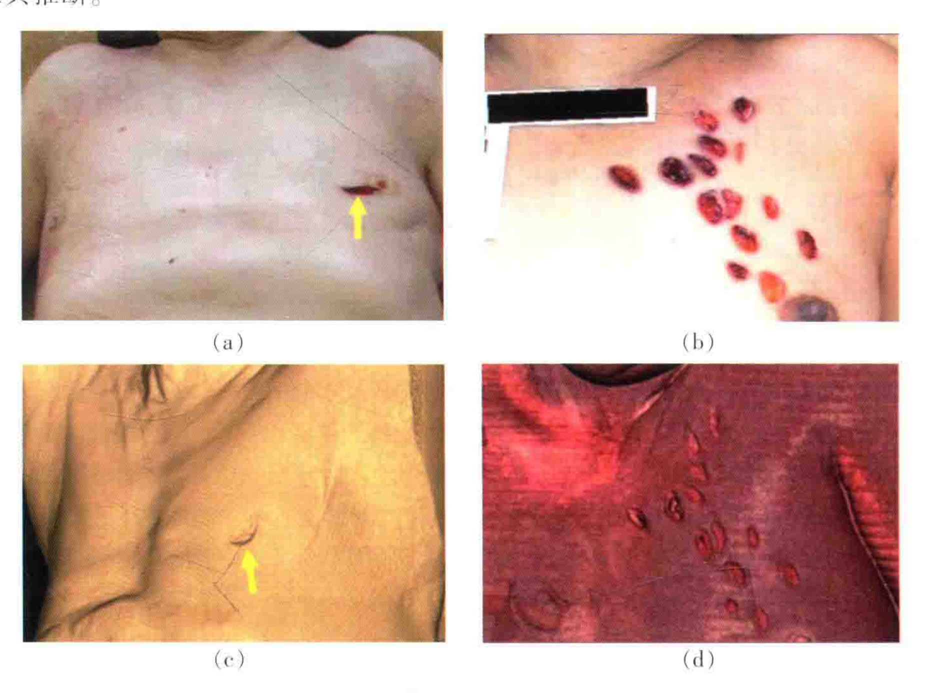


图1-5-9　创(a、b)MSCT三维重建(c、d)还原创口形态(Thali)

2. 精细还原创腔的组织特征　刺器刺入过程中遇到骨骼时，在刃口较锋利或刺入力度较大时，常可以在骨骼上造成创痕，这些创痕具有重要的法医学意义：①可根据刀刃创痕或刀背创痕判断刀具刺入时的位置（持刀姿势）；②可根据骨骼损伤程度判断刺入力度；③可根据创痕的走向判断刺入方向。

尸体解剖时，由于软组织的包裹、血液的覆盖以及骨骼自身的位置和结构，有时很难发现骨骼上的创痕。即使发现有时又很难将其暴露完全，而在伤者存活状态下，分离观察骨骼创痕则几乎不可能。影像学手段可以规避上述不利因素，通过平片、断层影像和三维重建图像显示骨骼创痕，通过虚拟切割、分离、放大等从不同角度观察创痕的形态和走向，为致伤方式判断和致伤工具推断提供有价值的信息（图1-5-10）。

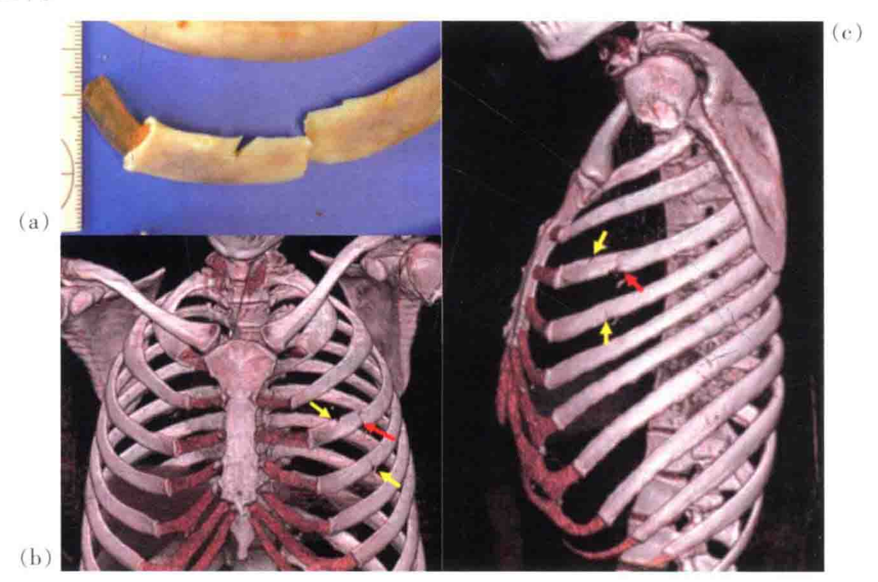


图 1-5-10　肋骨上的刺创痕（箭头）和骨折痕（Thali）
（a）—肋骨；（b），（c）—胸部的 MSCT 三维重建

3. 方便比对和测量　刺创道（slab channel）是刺器在体内作用的途径，亦称创道。法医学检验刺创道的价值不仅仅在于观察体内受累及的器官，更重要的是，刺创道可反映刺器的作用力、作用方向以及刺器的长度。

刺创道的长度一般与刺器长度一致，其方向与刺入方向一致。因此，一般情况可通过体内损伤器官的位置及其长度测量推断刺器的长度。同样道理，可以通过创道的宽度推断刺器的宽度。法医学传统的做法是，通过探针探查刺创的底部，然后测量探针在创口和创底之间的长度，此即为创道的长度，创道的宽度则更加难测量，通常仅测量创口的长度推断刺器的宽度。然而，当刺器的尖端角度较大时，创底会呈楔形，如果探针没有探至创底，则创道长度测量结果就不精确。并且因刺入时体位的变化和软组织的收缩变形，可致创道发生弯曲变形，使探针更不容易到达创

底。如果逐层解剖创道再进行测量，则解剖的切割和撕扯很可能破坏创道的原始结构。虚拟解剖能够最大程度地保存创口、创道的原始形态，通过断层影像和三维重建确定创道、创底的位置，方便精确地进行测量(图 1-5-11)。

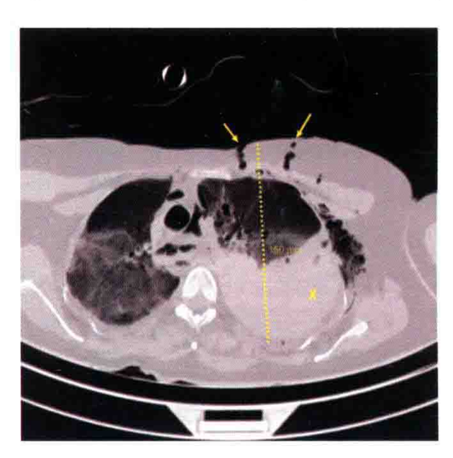


图 1-5-11　皮肤及皮下软组织刺创伴胸腔积血(Thali)
测量胸部皮肤至左胸廓后壁的距离为刺创的最大长度

4. 刺创在相毗邻组织间穿行距离的判断　在法医实际工作中，当尸体上发现多处刺创时，往往通过尸表检验对各创口、创道等逐一探查，多仅对致命的刺创或明显具有致伤工具推断价值的刺创进行逐层解剖检验，而对其他刺创仅记录尸表检验所见，这样可能忽略一些有价值的刺创信息。事实上，在特殊体位下当刺器在体内不同毗邻组织间穿行时，解剖有时也不易分清刺创到达的距离。虚拟解剖手段可以较全面地解决这个问题，不仅能明确创道的深度，还能在解剖结构上明确刺器在相毗邻组织间的穿行路径，达到对刺创多渠道、全方位掌握的目的。

5. 医源性破坏后的补救　刺器损伤后，为最大限度地挽救伤者生命，常见的做法是将伤者立即送医疗机构进行急救处理。医疗手段对刺创的原始形态可能造成一定程度的破坏，如清创、缝合等，从而造成许多有价值的资料灭失。如果为明确手术方式而在手术前进行过影像学检查，则可以利用这些资料运用虚拟解剖手段再现部分刺创特征。如头部刺创曾造成头颅骨的形变，而在开颅清理血肿时往往又会对其造成破坏，重建并比对手术前后的颅骨影像，可还原手术前颅骨的损伤特征。

6. 残留物的寻找和确认　刺器刺入人体后会碰到骨骼等坚硬的人体组织，此时如果刺器的尖部较脆，则会发生一定程度的折断，折断部分可能遗留于体内；又有些刺器制作粗糙或年久朽坏，在刺戳人体的过程中部分刺器的脱落残片也会遗留在创道内，这些刺器脱落碎片对于致伤工具推断具有重要意义。由于尖端或脱落碎片本身较小，且又深陷组织内，在解剖时往往很难找到。而组织内金属异物的筛查是影像学技术的强项，不仅可以快速寻找、准确定位致伤物碎片，指导解剖工作，而且可在原位对碎片进行三维重建和测量检查，最大限度还原残片的原始位置，为

刺入位置、方向等的推断提供有价值的信息。

四、骨折

骨折大多由于外力直接作用使骨骼局部或整体变形而发生，有时骨骼变形骨折也可能由于外力的间接作用。外力直接作用所引起的骨折多位于外力直接作用的局部，如打击在额部导致额骨骨折，打击在四肢导致四肢骨骨折；外力间接作用引起的骨折，由于力的传导，骨折发生的部位则偏离或远离外力直接作用的部位，如打击枕部，发生颅前窝眶板骨折（对冲骨折）；打击左颞部，发生右颞骨骨折；高坠时双脚或臀部落地，外力通过脊柱的传递引起颅底枕骨大孔周围骨折和脊柱旁的肋骨骨折。

单纯骨折甚至严重粉碎性骨折本身不会危及生命，如果合并有内脏或血管损伤就能引起严重后果，甚至生命危险。如颅骨骨折常合并脑挫伤、脑挫裂伤或颅内血肿；肋骨骨折常引起气胸、血胸或肝、脾破裂出血，严重时都可致命。

（一）骨折的形态

骨折按其形态学特点常分为线形骨折、凹陷骨折致伤物种类不同、致伤物作用的部位不同、致伤方式不同，都可以影响骨折的类型。如棍棒打击在头顶部较常形成条状线形骨折和舟状凹陷骨折，但如棍棒反复打击在头顶同一部位，则形成粉碎性骨折；斧背或锤面打击在头顶部，多形成方形或圆形的凹陷骨折或孔状骨折，反复打击在头顶同一部位也形成粉碎性骨折。但斧锤等金属类致伤物与棍棒、砖石类致伤物反复打击所形成的粉碎性骨折又有所不同。法医通过对骨折性状的详细检查来推断致伤物的种类和致伤方式。由于骨骼不容易腐败破坏，所以骨折能保留相当长的时间，有时死亡十几年或几十年，只要骨骼没有破坏，仍能检查出其上有无骨折和骨折的类型，并据此推断致伤物的种类和分析死亡方式。

人死后，尸体在搬运时受重力碰撞或压迫，掩埋后棺木塌陷以及动物破坏等外力作用，也能在骨骼上形成死后骨折。法医可以通过一些特殊的检验方法来鉴别骨折是生前或死后形成的。头部在短时间内连续发生前屈和后仰，可导致颈部软组织、颈椎和颈髓损伤，如颈椎脱臼或骨折、颈髓挫伤，甚至伴有脑干损伤，严重时可致死。法医学上将这种损伤叫作挥鞭样损伤。如怀疑这种损伤引起死亡时，尸检时应注意解剖检查颈椎、颈髓及其附近的组织，否则可能将其遗漏。

（二）骨折的基本影像改变

骨折的基本 X 线表现：主要为骨折线、骨变形、骨骺分离、碎骨片脱落、软组织肿胀和骨痂生长。新鲜的骨折线在 X 线片上表现为透亮的裂隙，边缘锐利，可呈直线状、锯齿状或不规则状。

骨折的基本 CT 表现：线性骨折显示为骨密质断裂的低密度透亮线，边缘锐利，

可伴有骨小梁的扭曲和紊乱。骨外形正常或成角、错位、分离和重叠等。嵌入和压缩骨折 CT 表现为线状或带状高密度区域。CT 能显示碎骨片及移位情况。

骨折的基本 MRI 表现：骨松质的骨折，T_1 和 T_2 加权像上均显示为线状低信号区。骨折后骨髓内创伤性水肿、出血或渗出改变在 T_1 加权像上表现为骨折周围边界模糊的更低信号区，在 T_2 加权像上信号强度增强。MRI 不能显示密质骨骨内的骨折线，当骨折断端分离时，可见低信号骨密质内有条状或不规则状中等信号或高信号改变，为出血所致。骨挫伤时，加权像上挫伤区呈模糊不清的低信号，T_2 加权像上呈不规则的高信号。

（三）骨折的虚拟解剖

1. X 线检查　不仅能确定骨折与否，还能明确骨折局部的病理改变，如错位、成角等。骨折的 X 线诊断应注意骨折的部位、类型、对位对线情况、与邻近关节的关系，以及骨折的愈合过程、并发症和后遗症等。X 线中骨折一般有以下几种基本形态：

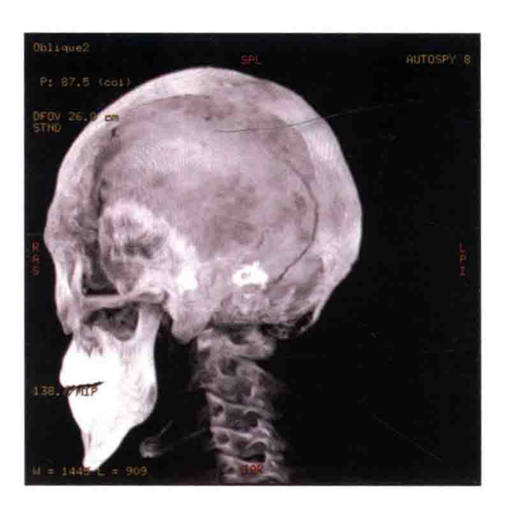
(1) 骨折线　主要是表现为锐利透亮的裂隙，止于骨骼的边缘，在骨密质中比较清晰，在骨松质多呈不规则的细锯齿状。骨折线的宽度及清晰度与骨折的裂开程度有关。当骨折的一端强力嵌入另一端(嵌顿或压缩性骨折)时，因骨折端骨质镶嵌与重叠，骨折线可呈一不规则的增白影，仔细观察可见骨密质和骨松质的连贯性中断或错位。

(2) 骨折断端移位　长骨完全性骨折，断端可发生移位、成角旋转、重叠或分离等改变。断端移位的判断是以断端远侧相对于近侧的位置变化而言。远侧中轴线在近侧中轴线的外侧，即向外侧移位、成角或外展畸形；反之亦然。

(3) 青枝骨折　发生于年幼儿童的不完全性骨折，因儿童时期骨质比较柔韧，骨外膜较厚。可表现为三种类型：一侧骨密质断裂伴有骨干纵行裂缝；隆起骨折，表现为一侧骨密质轻微的皱褶隆起，外伤当时可无明确的阳性征象，2 周后在骨折处出现骨增生反应；一侧骨密质隆起(通常在凹侧)，对侧骨密质则有一清晰的非移位性裂缝，即所谓铅管样骨折。

(4) 骨骺损伤　在骨骺和干骺愈合之前，外伤可致骨骺分离。大多数由间接牵拉外力所致。X 线表现为分离的骨骺连同干骺端骨折片一起移位。干骺端骨折常为三角形(角征)或薄板状(板征)。骨骺损伤可由直接压迫力而引起纵行骨折，多同时累及骺板及干骺端。

2. CT 和 MRI　骨折检查多以普通 X 线摄片作为首选检查方法。CT、MRI 对于 X 线平片和断层检查不能发现的隐性骨折显示较好，对判定严重脊柱外伤、骨盆、髋及肩关节等解剖结构复杂部位的骨折有重要意义。CT、MRI 检查不仅能显示骨结构本身的移位、断裂情况(图 1-5-12)，还可显示出血、血肿的部位和大小，并可观察周围器官的损害情况(图 1-5-13)。



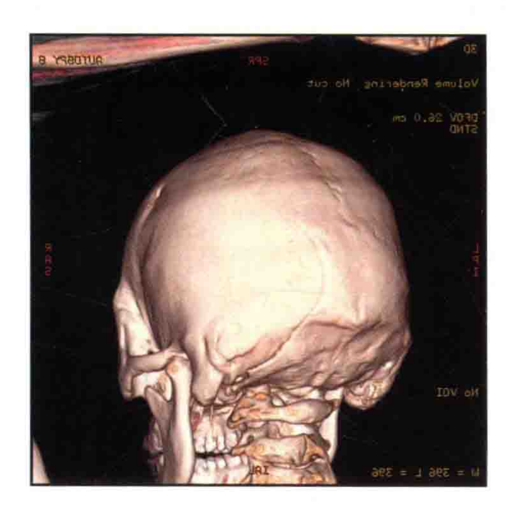
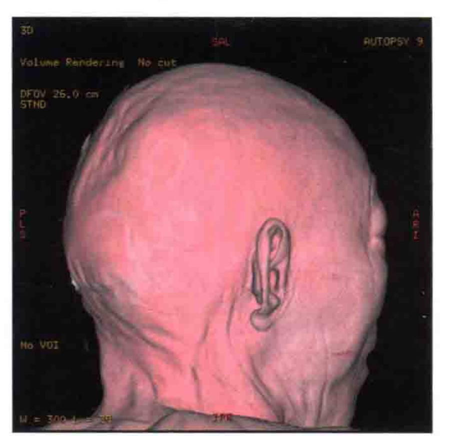
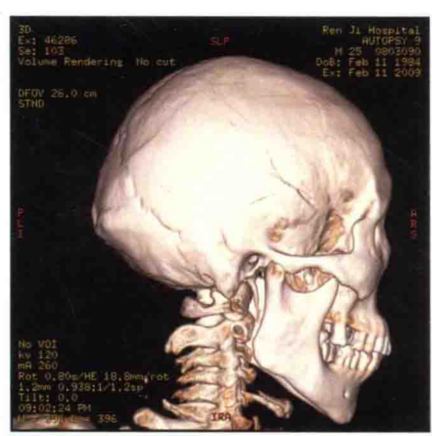


图 1-5-12　枕骨骨折的死后 MSCT 三维重建

位置为常规解剖难以达到的部位







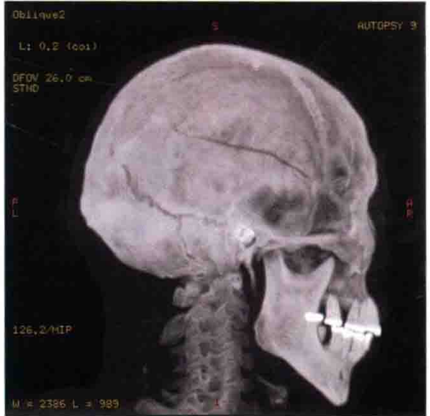


图 1-5-13　颅脑损伤死后 MSCT 多角度对比观察

模拟真实解剖



骨折检查一般只需进行平扫检查,常规摄取骨窗和软组织窗两种图像。CT对骨结构显示较好,线状骨折在骨窗显示为骨密质断裂的密度减低带,边界锐利,常于多个平面显示;嵌插骨折或压缩骨折通常显示为线状或带状密度增高区,并可显示粉碎性骨折和撕脱骨折的方向和数目,同时还可显示骨小梁的扭曲和紊乱,骨外形可有成角、错位、分离、重叠等改变。软组织窗可显示骨折线附近软组织的改变,水肿表现为肌间隙模糊、肌肉肿胀,密度减低;局部血肿表现为边界清晰或不清晰的高密度区,关节附近骨折可伴有关节囊肿胀及关节囊内出血,密度增高。骨折愈合过程的骨痂, 在CT上表现为原有骨折线处周围软组织内有不定形高密度影,内缘与骨密质相连。

MRI在显示骨折线方面略逊于CT,但可清晰显示骨折断端及周围出血、水肿和软组织损伤情况,并可清晰显示韧带和关节周围的解剖细节,准确显示韧带损伤的部位、程度和周围组织损伤情况,其结果优于X线平片、B超和CT检查。

松质骨骨折线在T_1加权像上表现为直线或曲线样低信号强度带,其周围组织在加权像上呈边界加权模糊的更低信号区,T_2加权像为高信号,代表骨折后骨髓内有创伤性水肿、出血等渗出改变,与周围正常结构形成鲜明的对比。在STIR序列上骨折线呈高信号线状影。密质骨骨折线在MRI上显示欠佳,当骨折断端分离移位时,可见低信号密质骨内有条状或不规则的中、高信号带出现,因骨折断端出血所致。骨折周围水肿和骨内出血显示为边缘欠锐利的异常信号区,在T_1加权像上为低信号,在T_2加权像上为高信号。周围肌肉可显示斑点样高信号区,肌间隙内脂肪影则显示推移与消失。

软骨损伤只有MRI能作出诊断,已钙化的软骨发生骨折,多出现软骨碎裂,可形成关节内游离体。未钙化的软骨损伤,可见软骨连续性中断,表现为低信号软骨中有高信号充填,于软骨下骨松质内可见低信号区存在,部分病例可合并软骨内或软骨下出血。

韧带完全撕裂在MRI表现为正常平滑的带状低信号影中断,损伤部位信号增高;不全撕裂表现为肌腱、韧带肿胀或菲薄,各序列均表现为内部信号增高。

五、关节脱位

(一)法医学改变

组成关节的骨端脱出解剖学正常范围时叫做脱臼。在法医实际工作中,脱臼比骨折远为少见。脱臼可见于高坠、交通事故和钝力直接打击在关节部位时。除颈椎脱臼能造成颈髓损伤,有时致命以外,其他部位的脱臼一般很少单独构成死因。

汽车内的乘客由于汽车突然加速或减速运动, 使头部在短时间内连续发生前屈和后仰,导致颈部软组织、颈椎和颈髓损伤,如颈椎脱臼或骨折、颈髓挫伤,甚至伴有脑干损伤,严重时可致死。法医学上将这种损伤叫作挥鞭样损伤。如怀疑这种

损伤引起死亡时，尸检时应注意解剖检查颈椎、颈髓及其附近的组织，否则可能将其遗漏。

（二）外伤性关节脱位虚拟解剖

外伤性关节脱位与损伤的 X 线诊断具有决定性意义。摄片时必须同时摄正侧位，而且要包括关节两端的骨端，以防脱位时伴有的撕裂骨折的漏诊。CT 有断面成像的特点，对关节两端解剖关系的显示不如平片，但 CT 对于诊断脱位合并撕裂骨折敏感性极高。MRI 对脱位的诊断非常有效，纵轴图像既能明确构成关节的骨端错位，也可观察有无细小的骨折、骨挫伤、韧带损伤、肌腱断裂、关节软骨的损伤，而且还可以区分关节积液或积血。

六、器官和体腔的出血和梗死

（一）出血

血液由心脏或血管腔内进入血管腔外间隙致使血液异常聚积，称为出血（hemorrhage）。除了外伤导致的血管破裂性出血以外，当毛细血管或毛细血管后静脉通透性增加时，血液也可以漏出到血管外，称为漏出性出血（leaky hemorrhage）。新鲜出血呈红色，在病灶内红细胞降解形成含铁血黄素颗粒，故法医通常通过出血部位的颜色变化判断损伤的程度和时间。虚拟解剖虽然不能区分颜色变化，但能够显示隐蔽部位腔隙出血情况。此外，较大的血肿吸收不全可发生机化或包裹，虚拟解剖可在不破坏其结构的前提下，探查其内部构造和成分，具有一定的自身优势。

外伤性出血的影像学表现常与出血时间、组织损伤的部位和类型有关。如颅脑外伤引起的硬脑膜外血肿，CT 平扫常呈“双凸透镜”状高密度区，这是因为血肿位于硬脑膜和颅骨内板之间，故血肿局限，边缘光滑、锐利。而脑实质外伤性出血形成的血肿是在脑实质挫裂伤口内聚集而成，故血肿形态多不规则（图 1-5-14）。其次随着病程的延长，血肿内的氧合血红蛋白转化为去氧血红蛋白以及含铁血黄素的沉积，MRI 可显示血肿的信号强度发生规律性的变化及血肿周边沉积的含铁血黄

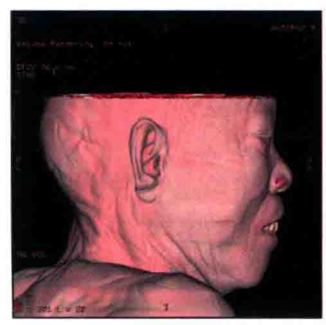
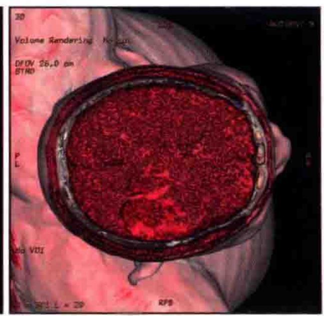
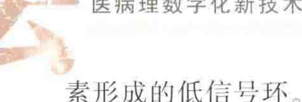




图 1-5-14　脑内血肿的死后虚拟解剖



素形成的低信号环。

（二）梗死

1. 梗死的形态　血管内异常物质随血流循环至远处器官的供应血管造成血液循环障碍，称为栓塞((embolism)，而因血管阻塞引起的局部组织缺血性坏死称为梗死(infarction)。

栓塞是一种瞬间发生的使血液循环阻断的结果，引起的病变往往突然发生且病情严重。常见有动脉血栓栓塞(肺动脉栓塞、体循环动脉栓塞)或空气栓塞、羊水栓塞、脂肪栓塞等。空气栓塞一般易发生于静脉内呈负压状态的部位，如下腔静脉进入胸腔的部位。少量空气经血液循环进入肺组织不至于引起严重后果，如果气体经肺循环进入体循环，动脉内发生气体栓塞可导致脑组织急性缺血、缺氧的临床表现，如抽搐、昏迷等。羊水栓塞是指当羊水进入子宫壁静脉窦内并进入肺循环，可引发羊水栓塞。羊水栓塞发生罕见，但由于病情凶险，常伴发弥散性血管内凝血而致死。

血栓形成是梗死最常见的原因。血栓栓塞、气体、羊水等常引起动脉栓塞。冠状动脉强烈、持续收缩、痉挛可导致心肌梗死；血管受压闭塞，如肠扭转时肠系膜血管随之扭转，使动、静脉狭窄阻塞而致肠管缺血坏死。梗死灶的部位、大小和形态与受阻动脉的供血范围一致。肺、肾、脾等器官的动脉呈锥形分布，梗死灶的形态多呈锥体形，其尖端位于血管阻断处，底边为器官的表面，切面呈三角形。肠系膜动脉呈辐射状供血，梗死的肠管呈节段性。心脏冠状动脉分支不规则，梗死的病灶呈地图形。实质性脏器的梗死为凝固性坏死，坏死区的界限分明。脑梗死为液化性坏死，其原因与脑组织含有水分和脂质多，而可凝固的蛋白少有关。新鲜的脑梗死灶不规则，质地疏松，最终可形成囊样坏死灶。梗死因侧支循环情况的不同可分为出血性梗死和贫血性梗死两种。

2. 梗死的虚拟解剖　贫血性梗死病灶形成后，病灶周围的终末吻合支血管即可代偿性扩张，CT 的增强扫描在病灶的“锥底”可见脑回增强和线样强化的血管影。梗死发生 24~48h 后病灶周围已有肉芽组织形成，两三周后水肿吸收，梗死病灶液化、坏死，病灶边界清晰，与正常组织间明确分界。液化坏死病灶可完全性瘢痕性修复，形成“囊腔”者都伴有星形胶质细胞增生，其影像表现为病灶局部的组织受牵拉、变形，如病灶位于大脑侧脑室后角可见侧脑室后角牵拉变形；位于脑表面的病灶可使局部脑回聚拢、变形等梗死病灶瘢痕性愈合之表现。

当 CT 平扫梗死区内出现密度不均或在 MRI T_1 加权像上出现高信号时，则提示病变为出血性梗死，系组织损伤区内毛细血管通透性增加、血液漏出所致。一般出血性梗死多见于有双重血供或血管吻合支丰富或组织结构疏松的器官，如肺、肠管及脑等。

七、器官损伤

（一）器官损伤的法医学改变

器官损伤常是暴力性死亡的主要原因。按其程度和形态学改变不同，可分为器官挫伤和器官破裂两种。其主要区别在于是否引起了器官被膜的破裂，故也被称为器官闭合性损伤和开放性损伤。从伤害程度上来看，器官破裂的危害性高于器官挫伤，死亡率也相应会高很多。

（二）器官损伤的虚拟解剖

X线可对积血、积气等筛查以明确诊断，CT、MRI具有很高的特异性和敏感性，能准确地判断器官撕裂伤、器官内及被膜下血肿和器官周围积血，同时还能观察邻近器官的情况。因此，CT与MRI均能检出实质性器官损伤，X线平片有辅助诊断作用。

八、人体损伤的虚拟解剖应用

（一）颅脑损伤

传统的X线技术在颅脑损伤的诊断方面积累了丰富的经验，但随着影像学技术的发展，颅脑CT扫描检查目前已经取代了颅脑X线平片检查成为一种常规检查。MRI有较高的软组织分辨力及多序列、多方位成像等优势，也成了CT检查后的进一步检查手段，随着新序列如FLAIR、DWI、SWI、MRS等的应用，在颅脑外伤尤其是CT显示欠佳时MRI显得更具应用价值。

1. 颅骨骨折　颅脑损伤最常见的是颅骨骨折。根据骨折形态，颅骨骨折可分为线形骨折、凹陷性骨折和粉碎性骨折等，其中以线形骨折最为常见。从骨折部位来看，颅骨骨折又可分为颅盖骨折和颅底骨折。

头颅X线平片可显示骨折、颅内积气、异物等。由于X线受组织重叠度的影响，不仅不能清晰显示脑实质的情况，而且对于颅底骨折显示效果也很差。因此，头颅X线平片检查在颅脑外伤中的应用价值不大，已逐渐被CT技术取代。通过高分辨率的薄层扫描以及多平面重组等，头颅CT可以显示包括颅底骨折在内的各种复杂情况。在暴力作用下，颅骨粉碎性骨折可形成多条骨折线，不仅走向复杂，而且由于骨折碎片重叠或内陷等，很难分辨出其解剖关系。颅脑CT及三维重组技术不但可以准确显示粉碎性骨折的部位、骨折线走向、骨折碎片及其移位情况，而且对还可良好显示相应部位的颅内血肿或脑挫裂伤，通过相互位置关系的受力分析，对于法医判断致伤物和作用力性质很有帮助。MRI在显示颅骨骨折方面略逊于CT，但对凹陷性骨折则可以清楚显示陷入程度及对周围脑组织损伤的情况。



2. 蛛网膜下隙出血(subarachnoid hemorrhage,SAH) 外伤性SAH绝大多数与脑挫裂伤、脑内、硬脑膜外或硬脑膜下血肿合并存在,多见于大脑沟裂池内。CT检查对外伤性SAH敏感,表现为脑沟、裂、池内高密度影,且检查方法方便快捷,无任何禁忌证,是早期SAH诊断最有价值的首选影像检查方法。但是外侧裂池高密度改变并有颞骨内板下薄带状高密度影时,应注意鉴别是单纯局限性SAH还是同时合并硬脑膜下血肿。由于新鲜出血的存在对脑脊液信号的影响很小,因此常规MRI上不易显示急性SAH,但液体衰减反转序列(FLAIR)上有时表现为脑沟内高信号,这可能与脑脊液内蛋白质成分增加有关, 与CT检查相比,T_2-FLAIR对SAH显示更敏感。

3. 颅内血肿

(1) 硬脑膜外血肿 常见于颞、额顶、颞顶部,范围多比较局限,形成梭形。CT显示颅骨下梭形高密度,边界非常清楚,一般不超过颅缝,可有骨折。MRI和CT对硬脑膜外血肿均可确诊,但是由于磁敏感加权成像(susceptibility weighted imaging, SWI)可以清楚地显示血肿代谢产物中的顺磁性物质,故在评估外伤性脑损伤血肿的中晚期变化时,常规MRI优于CT,而SWI敏感性又要强于常规MRI检查。

(2) 硬脑膜下血肿 常见于减速性颅脑损伤,常与脑挫伤同时存在,好发于额、额颞顶部,呈新月形或半月形,范围较广。硬脑膜下血肿CT及MRI均可清楚地显示病灶,但是随着血肿大小不同其显示率也各不相同。在MRI诊断的阳性病灶中,随着血肿厚度的减少,CT相对MRI的显示率逐渐下降。血肿<7.5mm时,CT显示比率范围在47.4%~65.8%; 血肿>7.5mm时,CT显示比率范围在71.4%~86.0%,此时窗技术的应用能提高显示率。

(3) 脑挫伤 可见于各种暴力引起的脑冲击伤、对冲伤或剪切力、滑动力损伤,多发生于额极、颞极及其底面,常伴有局限性脑水肿和急性弥漫性脑肿胀。早期出血性脑挫裂伤CT扫描不仅可发现挫裂伤区点片状高密度区和(或)低密度区,而且还能发现脑室、脑池大小及中线结构移位情况。特别是重度脑挫裂伤极易引起的基底池(环池、四叠体池及鞍上池)形态学的改变。出血性皮质挫伤在CT和MRI均显示敏感,但是位于颅底、颅盖骨表面或轻微非出血性皮质挫伤,CT易因伪影、部分容积效应及CT本身敏感性较MRI低而漏诊或难以判断;而MRI由于其成像原理的不同可以清楚地显示这些轻度损伤,表现为清晰的长T_1WI、长T_2WI信号。此外,MRI冠状位可发现CT较难显示的脑干挫伤。

(4) 弥漫性轴索损伤(diffuse axonal injury, DAI) DAI指头部受到外伤作用后发生的,主要弥漫分布于脑白质、以轴索损伤为主要改变的一种原发性脑实质的损伤。其特点为:广泛性白质变性、小灶性出血、神经轴索回缩球、小胶质细胞簇出现,常与其他颅脑损伤合并,死亡率高。

急性期的弥漫性轴索损伤可仅仅表现为斑点状的出血灶, 在CT上易被遗漏。据报道,CT首次检查对弥漫性轴索损伤的检出率仅为20%~50%,其敏感性远远低

于 MRI。MRI 特别是 FLAIR 由于是脑脊液为低信号的 T_2 加权序列,故能很好地显示皮质及脑室系统周围的病灶,同时可提高常规 T_2WI 已检出病灶的显示和诊断的可信度。

(5) 脑干损伤 由于解剖结构的特点,脑干的损伤在 CT 上很难清楚地显示,而 MRI 则可准确显示颅后窝的结构及脑干损伤情况。

(二)颈部损伤

颈椎 X 线正、侧位平片和胸部平片显示颈部软组织肿胀,有时可见异物、皮下气肿、颈椎骨折及脱位等。CT 平扫可发现颈部出血为高密度,当血液和组织液外渗,可为等密度和稍高密度,软组织肿胀表现为大片状略低密度,软组织内气体在 CT 扫描上显示为软组织内蜂窝状低密度区。颈部软组织出血在 MRI 的 T_1 和 T_2 加权像上均呈高信号,软组织内的气体 MRI 表现为软组织内蜂窝状低信号影。

(三)胸部损伤

1. 肋骨骨折 可分为完全性和不完全性、单发性和多发性等。X 线平片多数可见肋骨骨折的部位、数目、错位的情况以及有无并发症存在。骨折线多呈线形或不规则形,并可见移位征象。

2. 肺挫伤和震荡伤 是常见的肺实质损伤,组织病理学检查可见损伤部位的毛细血管及较大血管周围出现充血、水肿、出血等改变。

胸部 X 线平片可见肺纹理增粗,片状边缘模糊的密度增高影或可见点状、条索状阴影同时存在。较明显出血可见范围局限的血肿,表现为圆形或椭圆形的结节影,边缘清晰。重度损伤可见肺野毛玻璃样变,表现为肺野有密度较淡而均匀一致的云雾状阴影。支气管内有血块阻塞时可产生肺段或亚肺段不张。除肺损伤症状外,可见合并有气胸或液气胸等并发症。

CT 扫描是诊断肺挫伤和震荡伤的重要检查手段,可以清晰地显示肺挫伤的范围和程度。典型的表现为片状密度增高影,形态不规则,密度较淡或呈圆形、椭圆形的结节影,边界清晰。在普通 X 线平片上难以发现的隐蔽病灶,CT 可以较好地显示出来。值得注意的是,死后发生的血液坠积也可以使肺部显示大片云雾状的密度增高影,在应用中应与肺挫伤相鉴别。

3. 肺撕裂伤和肺血肿 多见于胸部闭合性损伤,轻度的肺撕裂伤和肺挫伤不易鉴别,两者可同时存在。较重的肺撕裂伤可引起肺出血,甚至可见肺内血肿。

胸部 X 线平片可见肺撕裂伤处出现透亮度增加,典型的表现为薄壁的囊腔。如果囊腔被血液充填则可见囊内出现气液平面。肺血肿表现为圆形或椭圆形密度增高影,边缘清楚,密度均匀。CT 是诊断肺内血肿和肺撕裂伤形成的囊腔的最佳方法。扫描可以显示血肿的大小、形态、数目和部位,表现为单发或多发的高密度影,边界清楚,CT 值为 50~59Hu。MRI 方面,肺撕裂伤和肺血肿在 T_1 及 T_2 加权像上表

现为在损伤周围低信号肺组织的衬托下呈现相对高信号影，特别是慢性血肿的信号强度更高。

4. 外伤性血气胸　是胸部损伤的严重并发症，出血的来源可为心脏或大血管出血、胸壁血管出血、肺组织破裂出血。

在临床上，X 线正位胸片是诊断外伤性血气胸的主要手段。尸体 X 线检查由于体位关系，临床上常见的胸腔积血后引起的肋膈角消失、肺野外高内低的弧形致密阴影等特征往往难以看到。在 CT 扫描上，胸腔积血表现为位于后胸腔的半月形高密度影，均匀一致，上缘光滑而 CT 值大于水。伴有气胸时，则可见气液平面，积血量大时可见纵隔移位等征象。胸腔积血的 MRI 表现为胸腔后部有半月形异常信号影，在 T_1 加权像上积血呈高信号，在 T_2 加权像上其信号更高。如伴有气胸时，亦可见气液平面。

5. 纵隔血肿　可发生于开放性或闭合性胸部外伤，一般由伤后大血管的撕裂和动脉瘤破裂等所致。

胸部 X 线平片上，纵隔血肿小不易发现，局限性较大的血肿在 X 线片上呈局限性膨出的软组织影，气管受压移位。大量出血可见纵隔对称性增宽，边缘清晰。在 CT 扫描上，纵隔血肿较小时呈边界清楚、密度均匀的病灶，CT 值与主动脉相似。范围广泛的血肿表现为纵隔增宽，密度不均匀，呈斑片状或大块状。MRI 对纵隔血肿显示效果好，可以显示血肿的解剖关系和范围，血肿呈高信号，血肿的形态表现与 CT 表现一致。

6. 心包积血　在心脏外伤或心主动脉瘤体破裂后，心包腔内可有大量血液积聚，可以引起患者短时间内因心脏压塞死亡。

X 线平片上心包积血可见心影扩大，心脏各弧弓消失。CT 扫描表现为心包厚度增加，如果>5mm，提示有中量积血。积血的密度大于水，CT 值为 40~90Hu。心包积血的 MRI 表现为 T_1 和 T_2 信号明显高于非出血性液体。其积血演变规律和其他部位的血肿相似。

（四）腹部损伤

1. 腹腔积血　是腹部外伤的重要征象，出血多积聚在靠近出血源的部位或肝肾间隙，肝周围间隙、结肠旁沟以及盆腔的 Douglas 陷凹。腹部 CT 平扫显示腹腔血肿为低密度影。

2. 肝损伤　包括局限性肝破裂(肝内出血和血肿)、包膜下破裂和完全性破裂。肝破裂腹腔积血，腹腔穿刺可抽出不凝固血液。

腹部 X 线平片可见肝外形增大，中心血肿时，肝影轻度增大，边缘血肿则见肝影局限性增大，包膜下血肿可见整个肝脏增大。

在横断面 CT 扫描上包膜下血肿表现为新月形或双凸镜状高密度影，值为 60~90Hu。肝实质血肿表现为肝内境界不清的圆形或椭圆形影。肝实质断离或肝实质

梗死分别表现为不规则或扇形低密度区。肝挫裂伤表现为局限不清的高低混杂密度影。MRI 可清楚地显示肝实质断离及肝内血肿的部位，形态，范围和肝挫裂伤。血肿的形态与 CT 表现一致，急性血肿信号强度在中高场 T_1 加权像上为低信号，T_2 加权像上为高信号。亚急性血肿在 T_1 加权像上呈厚薄不均的环状高信号。肝断裂多为长条状或分枝状长 T_1WI 和长 T_2WI 信号。肝挫裂伤在 T_1 加权像上表现为低或高低混杂信号影，在 T_2 加权像上呈不均匀性高信号。

3. 脾破裂　也可以分为完全性破裂、中央型破裂和包膜下破裂三种。

X 线平片显示脾区密度增高，脾外形增大，轮廓模糊。CT 平扫显示脾包膜下血肿表现为脾外围半月形或双凸形等密度或低密度阴影；脾挫裂伤显示为脾实质内细条状或不规则状低密度区；脾实质内血肿表现为稍高密度阴影，呈圆形或不规则形。当血管栓塞时，可见尖端指向脾门的三角形低密度区。脾破裂的 MRI 表现与 CT 基本一致。

4. 胰腺损伤　X 线平片上胰腺损伤主要表现为反射性肠郁张。胰腺损伤 CT 表现与胰腺炎相似，胰腺肿大，密度不均，腺体周围局部模糊不清楚，有血肿形成时 CT 平扫为高密度影。如有胰管断裂引起胰液外漏形成假性囊状，CT 平扫呈低密度囊性区域。胰腺损伤的 MRI 表现也与胰腺炎相似，胰腺增大，轮廓不清。发生炎症和坏死时，在 T_1 加权像上呈低信号，在 T_2 加权像上呈高信号。外伤出血在 T_1 和 T_2 加权像上呈明显高信号。胰腺断裂表现为胰腺边缘不连续。有囊肿或脓肿形成时，在 T_1 加权像上为低信号区，在 T_2 加权像上为高信号区，脓肿者壁较囊肿厚，可不规则。

5. 肾损伤　分为肾挫伤、肾部分裂伤、肾全层裂伤、肾蒂断裂。

肾挫伤 CT 扫描显示为患侧肾影增大，肾实质密度较健侧低，其内可见点状、片状高密度出血灶或小血肿，所以肾损伤 CT 表现为高低混杂密度影。部分性或完全性肾断裂，CT 平扫可见肾实质破裂处成多条裂隙甚至分离，肾影增大，很不完整。在 MRI 上，由于肾实质出血和水肿表现为患侧肾影增大，皮质与髓质分界不清晰。当有肾实质出血时，在 T_1 及 T_2 加权像上均呈不均匀混杂信号影。肾包膜下血肿多位于肾外周或肾周脂肪之间，呈梭形，局部肾皮质呈弧形受压。尿液外渗到肾周间隙形成含尿囊肿时，呈均匀的长 T_1WI 低信号和长 T_2WI 高信号。

（五）脊柱和脊髓损伤

1. 脊柱骨折　直接或间接外力作用于脊柱均可引起脊柱的椎体和附件骨折。根据外力和脊柱所处的位置不同，可分为脊柱的过伸和过屈损伤。

椎体骨折可为压缩性或爆裂性骨折，X 线平片上可见单个或多个椎体同时压缩，典型的 X 线表现为单个椎体受压变扁，侧位片椎体呈前窄后宽的楔形改变，椎间隙一般无改变。附件骨折包括横突和棘突骨折、椎弓和椎板骨折，骨折多见于下腰段。横突和棘突骨折在脊柱的正侧位平片上多显示为线形骨折，断端分离移位。

正位片上椎弓骨折表现为一侧或双侧椎弓环分离。椎板骨折不易发现，腰椎椎板骨折可在正位片上辨认。

CT扫描诊断脊柱骨折有许多优点，可明确骨折的类型和程度，显示附件骨折，观察骨折片嵌入椎管的情况，显示椎体压缩的程度，显示环椎及齿状突骨折。椎体及附件骨折在CT横断面影像上均可清晰显示低密度骨折线，皮质连续性中断。

在MRI横断面、矢状面或冠状面成像，可明确显示椎体骨折的类型和程度，椎体压缩变形，皮质骨低信号带不完全。骨折椎体在T_1加权像上呈低信号，在T_2加权像上呈高信号。椎间盘损伤表现为椎间盘变薄，信号减弱。韧带断裂则可见黑色条状阴影连续性中断。

2. 脊椎脱位　可发生于脊柱的任何部位，以颈、腰段多见。X线平片检查以前后方脱位为主，其次为左右方脱位。脊柱侧位片可见椎体后缘连线消失，上一个椎体脱位可超过下一个椎体上缘的一半甚至完全脱位在下一个椎体的前方。正位片可见脱位椎体向侧方不同程度地移位。

CT横断面可见椎体和附件排列异常，扫描时对寰椎脱位意义较大，可显示椎间小关节骨折线。CT扫描时对寰椎脱位意义较大，在轴位上表现为齿状突与寰椎前弓间距增大，齿状突向一侧偏移，一般差距>3mm，寰椎侧块两侧距离不等宽。MRI除显示椎体骨折外，通过矢状面和冠状面可显示椎体和附件的解剖关系，直观显示脱位时椎体移位及其脱位造成的脊髓损伤的程度。MRI对第一和第二颈椎的脱位显示较CT和X线平片清晰。

3. 外伤性椎间盘突出　外伤性椎间盘损伤包括椎间盘突出和椎间盘碎裂，以椎间盘突出常见，常伴有脊柱骨折或脱位。

X线平片很少发现椎间盘损伤的直接征象，但可发现椎间隙普遍变窄或不对称等间接征象，如有骨折同时存在，应高度怀疑椎间盘损伤的存在。CT扫描可显示局部突出于椎体后缘的弧形向后的软组织密度影，边界清楚。如椎间盘后突，可见硬脊膜外脂肪受压移位甚至消失，硬脊髓膜囊变窄，甚至压迫脊髓。髓核侧突时，可见脱出的髓核出现于神经孔内或超过神经孔，推移脂肪并压迫神经根。椎间盘破裂则显示为密度不均，结构模糊不清，边界不光整。MRI矢状位、冠状位是显示椎间盘损伤的最佳方法。矢状位图像显示椎间隙变窄，椎间盘变扁，位置后移，硬脊膜外脂肪受压，硬脊膜囊受压。严重者可见椎间盘突向椎管内，呈软组织信号，椎间盘碎裂表现为椎间盘形态改变，信号不均。

4. 外伤性脊髓损伤

(1) 椎管内血肿　为严重损伤的并发症，根据血肿发生的部位可分为硬脊膜外血肿、蛛网膜下腔出血及脊髓血肿。CT平扫髓内血肿显示为脊髓内有均匀一致的密度增高影，边缘不锐利。硬脊膜外血肿表现为紧贴椎管壁的局限性高密度影，边界清楚，CT值为50~90Hu。蛛网膜下腔出血表现为低密度的脑脊液被高密度的新鲜出血所代替。由于MRI可以多方位成像，可明确显示椎管内血肿的部位、大小

和形态。椎管内血肿在 T_1 加权像上与脊髓等信号，T_2 加权像上呈稍低信号。亚急性期血肿在 T_1 和 T_2 加权像上均呈高信号。

（2）脊髓挫裂伤 脊髓损伤的基本病理改变为损伤后脊髓水肿、出血、坏死、软化。脊髓损伤多见于颈段及胸、腰段。

X 线平片不能直接显示脊髓损伤。CT 表现也不十分典型。脊髓损伤时表现为损伤部位脊髓膨大，边缘欠光滑，髓内密度不均匀，有时可见点状高密度区及小片状边缘模糊的低密度水肿区，有时可见均匀一致的高密度影，CT 值为 50~90Hu，提示髓内血肿存在。目前 MRI 是诊断脊髓损伤的最佳影像学诊断方法，矢状面及冠状面可清晰地显示脊髓损伤的部位及程度，显示损伤脊髓周围结构受压情况。脊髓损伤部位表现为脊髓外观膨大，在 T_1 加权像上脊髓信号不均匀，可见边界不清的低信号水肿区，脊髓灰白质界限不清。脊髓慢性损伤可见髓内小片状异常信号，T_1 加权像上呈低信号，T_2 加权像上呈高信号。

（3）脊髓受压及横断性损伤 外伤性椎间盘突出、椎管内血肿、椎体压缩性骨折、脊柱脱位、粉碎性骨折碎片均可使椎管的前后径变窄。椎管狭窄程度超过原椎管前后径的 50%以上时，可发生脊髓受压。

CT 扫描可见脊髓损伤受压的程度和受压方向。受压脊髓呈稍低密度影，如合并有出血则表现为脊髓内高低混杂密度影。脊髓受压在 MRI 上表现为损伤处椎管狭窄，该处脊髓受压移位、变细，硬膜囊闭塞。受压脊髓呈水肿改变，MRI 上呈长 T_1 低信号和长 T_2 高信号改变。椎体压缩错位明显或占据整个椎管时，脊髓完全性横断性损伤。MRI 矢状位及冠状位显示脊髓连续性中断，中断部位呈低信号。

第六节 机械性窒息的虚拟解剖

一、概述

机体由于氧的摄入或利用障碍，同时二氧化碳在体内贮留而出现代谢、形态和功能异常的病理状态称为窒息（asphyxia）。严重窒息使机体重要生命器官（尤其是脑）因缺氧而发生严重功能障碍导致的死亡，称窒息死。引起窒息的原因包括机械性原因（缢死、勒死、扼死、异物堵塞气道、呼吸运动受限）、环境缺氧、电击、中毒、疾病（呼吸道疾病、心血管疾病、血液病、尿毒症以及神经系统传染病、新生儿窒息）以及呼吸道损伤等。在法医学意义上，最关注的是机械性窒息。值得一提的是，溺死是由于溺液进入呼吸道而引起的窒息，应该也属于机械性窒息的范畴，但有些学者认为其特征性尸体征象与其他机械性窒息颇有不同，故往往单列一节来讲，本书依惯例也另列一节叙述。

机械性窒息的法医病理学改变并非典型，一般的窒息征象与窒息过程的长短

密切相关。窒息过程长者,窒息征象明显;窒息过程较短或中断者则不明显。窒息的一般征象如尸斑颜色重、唇黏膜和指甲床发绀以及结膜或肺膜下出血点等,大多与急死的一般征象难以区分,其他如器官瘀血、牙齿出血、肺气肿和肺水肿等,在急性循环衰竭时往往也有类似征象。故确认机械性窒息需明确直接导致呼吸道机械性梗阻的暴力作用部位,如压迫颈部时出现的绳索索沟,手指甲或指头形成的扼痕,压迫口鼻部所形成的口鼻周围的擦伤、挫伤,口唇黏膜和齿龈黏膜的出血斑或撕裂,压迫胸腹部所形成的擦伤或挫伤。观察损伤形态特点,分析暴力作用强度,作用物形状和性质等。除此之外,还要通过局部的解剖检验发现相对应部位的内部征象,如颈部皮下、肌肉的出血斑,舌骨、甲状软骨的骨折,肋骨骨折、肋间肌出血等。

二、常见的的几种机械性窒息

(一)缢死

利用全部或部分自身体重,使条索状物压迫颈项部而引起的窒息性死亡称为缢死,俗称吊死。缢死为常见的暴力死亡之一,多见于自杀。缢死的机制比较复杂,可能是由于气道阻塞引起呼吸道通气障碍,也可能是由于颈部血管受压致脑供血、供氧障碍,也可能是因为迷走神经反射性抑制或血管迷走神经抑制引起的反应性心搏骤停。所以,不同方式的缢死,其尸体征象也可能并不一致。

一般来说,缢死最典型的尸体征象包括颈部缢沟、颈动脉横裂、舌骨和甲状软骨骨折。其中缢沟最具特征性,有时甚至是定案的唯一依据。然而由于一般缢沟部皮下组织和肌肉出血常不明显,尤其是完全性缢死时,在实际检案中判断缢死并非易事。当缢索为软性绳索,尤其是较宽者,在短时间作用颈部时,由于缢痕很轻,甚至可无缢痕,此时肉眼观察难以作出缢死的诊断。颈动脉内膜横裂和舌骨、甲状软骨骨折发生率不高,如果尸检中发现时,可与缢沟一起作为定案依据。

1. 缢死的虚拟解剖　表现体表存在的征象(如索沟)及体内细小的变化(例如出血点)影像学手段不具优势,但 MSCT 可以准确显示微小的骨折(如舌骨、甲状软骨骨折)和 MRI 在组织内出血、水肿等方面表现不俗(如缢沟的软组织内变化),因而也可为缢死的鉴定提供更丰富的证据。

(1) 缢沟　是鉴定缢死最有诊断意义的外部征象,其特征是缢索在颈部造成的压痕。但如果为软性缢索,则皮肤索沟有时不甚明显,加之死者在濒死期挣扎时会造成颈部擦伤或抓痕,给鉴定带来难度。通过 MRI 的短时间反转恢复序列可以清晰显示颈部皮肤及软组织的低信号影,提示缢索在颈部造成的压痕的位置和形态(图 1-6-1)。

(2) 舌骨、甲状软骨骨折　是缢死的另一有诊断意义的证据,40 岁以上年龄的

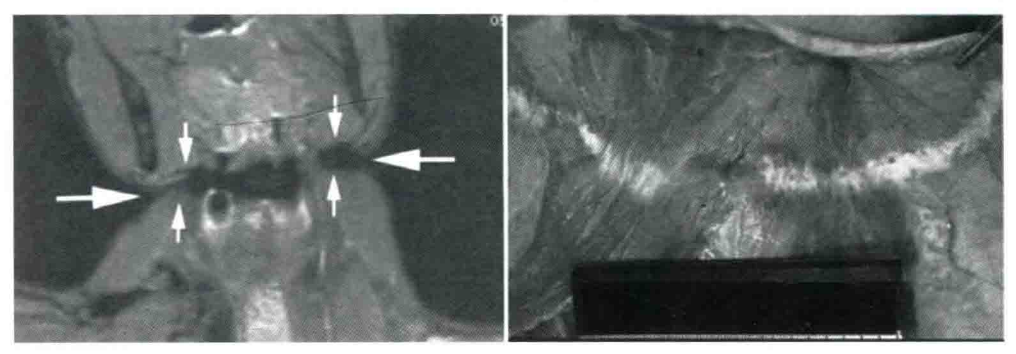
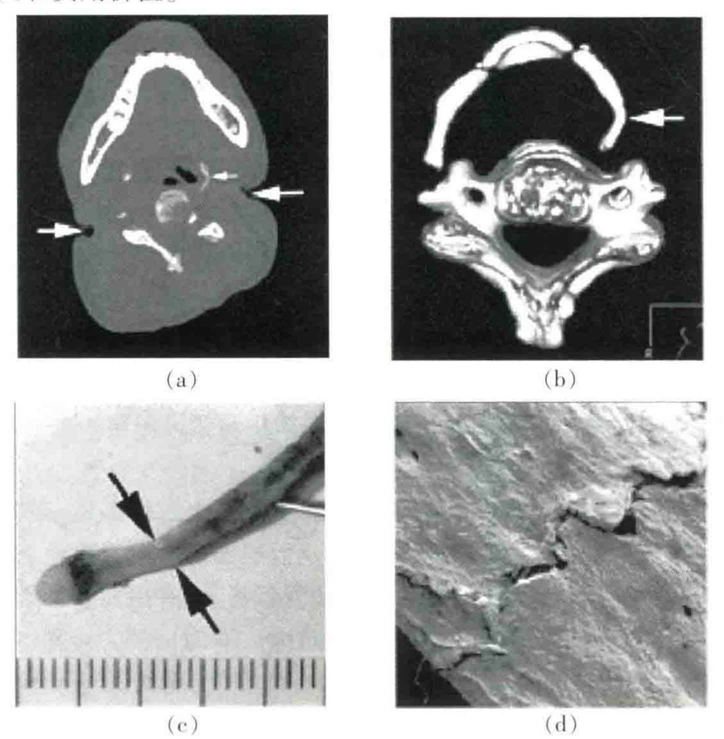


图 1-6-1　颈部缢沟的虚拟解剖与真实解剖的对比(Thali)

(a)—虚拟解剖;(b)—真实解剖

人群更为多见,其原因与随年龄增加骨质钙质增加而变脆有关。然而,正由于这些人群骨质较脆,解剖时的牵拉过程有时会造成舌骨大角的骨折,又由于舌骨本身较细小,出血不太明显,骨折程度轻微时很难判断是否存在骨折,上述情况均会影响诊断结果。死后 MSCT 不仅可在不破坏尸体组织结构的情况下对舌骨骨折情况进行检查,而且可通过三维重建显示舌骨骨折的原始状态(图 1-6-2),从而具有一定的指导意义和实用价值。



(a)　(b)

(c)　(d)

图 1-6-2　MSCT 断层影像(Thali)

(a)—细箭头示舌骨骨折,粗箭头示缢沟;(b)—三维重建图示舌骨解剖,箭头示骨折;(c)—尸体解剖照片箭头示骨折;(d)—扫描电镜,示骨折



（二）勒死

以绳索缠绕颈项部，在绳索交叉的两端，用自身体重以外的其他力量，如凶手（或自己）的双手向两侧拉紧，或用某种机械的作用，使绳索绞勒颈项部，导致窒息死称为勒死，又称绞死。勒死为常见机械性窒息死亡之一。

1. 勒死的方式　勒死所用的条索状物称为勒绳，与缢绳一样，也分硬、软和半硬勒绳，多数为较软的布带或绳索，偶有被机器皮带卷压勒紧颈部窒息死亡。勒绳可环颈部一匝、二匝甚至多匝，常在颈前部或颈侧部绞紧结扎。结扣形式因各人习惯而异，有半结、死结等，也有多匝勒颈或无结扣者。有些先用绳套绕颈结扣后，再插入棍棒类等物扭转致死。勒颈的方式还与死亡方式有关。

2. 勒死的机制　勒死可因压迫呼吸道引起呼吸障碍、压迫颈部血管不同，而有不同的影响和结果。勒绳常较缢绳位置低，压迫甲状软骨附近，闭塞气道较不完全，因而窒息过程较长。勒颈时颈静脉虽受压闭塞，但颈动脉常不完全闭塞，椎动脉仍能通畅，故脑瘀血明显，意识丧失较迟，死亡亦推迟。如果勒绳在喉头的上方，尤其是猛烈压迫颈部时，刺激颈动脉窦或迷走神经分支喉上神经，也可引起反射性心跳停止而迅速死亡。

3. 勒死的特征性改变

（1）勒沟　指勒绳压迫留下的沟状凹痕，颈部勒沟多位于甲状软骨或甲状软骨以下部位。典型的勒沟水平环绕颈部，无中断或提空。整个勒沟深度较一致，在勒绳打结处，勒沟相交，常有勒绳结扣的压迹。勒绳较软者，皮肤擦伤较轻，勒沟较浅而不明显，呈浅褐色皮革样化。用宽软布带勒压颈部，死后又很快除去者，勒沟可能完全不显。用细硬勒绳形成的勒沟较深，呈较窄的深褐色皮革样化。有时在勒绳交叉绞压处的勒沟边缘，可有皮肤小嵴状隆起和点状出血。如果勒绳衬垫布片、衣领或发辫时，则勒沟中断或浅而不显。宽软布带勒颈时，因布带皱褶而勒沟呈不整齐条形淡痕。颈部勒沟一般不因尸体轻度腐败而消失，但当尸体明显腐败时，可使勒沟模糊，甚至消失。有时甚至严重焚烧的尸体颈部勒沟还可保留。镜下所见与缢沟变化类似，只是索沟部皮下和肌肉出血常见，并较显著。

勒沟的深部组织改变和缢沟相仿，但皮下组织灶性出血较多见。勒沟下肌层常有出血。甲状腺、喉头黏膜、咽部黏膜、扁桃体及舌根部可有明显瘀血和灶性出血。甲状软骨板和环状软骨以及甲状软骨上角常发生骨折，伴有出血。如勒沟高位，舌骨大角可有骨折；当勒沟低位时，可有气管软骨骨折。有时因暴力过猛，可发生颈椎棘突的骨折。勒颈时是否发生上述骨折以及骨折的程度，同样也与年龄有关。年轻者，尤其是自勒者可不发生骨折。

虽然缢死和勒死都在颈部有索沟，但缢沟的特点是着力侧深，两侧渐浅，最后出现“提空”或交叉；勒沟的特点则是水平、均匀、环绕、闭锁，没有“提空”现象。其深

部的改变，在缢死则会出现颈动脉内膜的横行裂伤，勒死则罕见。尸斑的部位和尸僵情况（如完全性缢死者的足尖下垂），有时也有助于缢死和勒死的鉴别。

（2）窒息征象　勒死者一般窒息征象较缢死显著，这是由于其窒息死亡过程多较长、机体对缺氧的反应明显所致。其颜面多青紫肿胀，皮肤出血点常见。眼结膜出血点发生率高，数量多，有时相互融合成斑片状，结膜有时见水肿。内脏的窒息征象也明显。

（3）其他改变　外耳道和鼻出血亦较常见，有时口鼻有泡沫性液体。有的死者还能见眼球和舌尖突出。

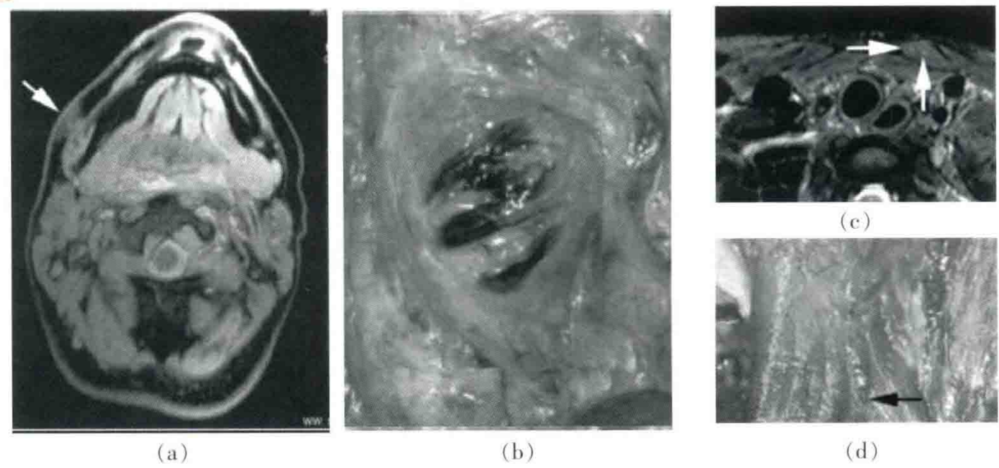
4. 勒死的虚拟解剖　勒沟具有缢沟的大部分特征，因此其影像学检查与缢沟类似。除此之外，由于勒沟常可造成皮下、肌肉出血和舌骨、甲状软骨骨折，虚拟解剖在此有了其用武之地，尤其对于腐败尸体和火场中尸体，其解剖条件相对较差，解剖前进行 MSCT 和 MRI 扫描对于解剖诊断有较大帮助。

（1）勒沟压痕和舌骨骨折　类似于缢沟表现。

（2）皮下和肌肉组织出血　勒沟部位常见皮下出血和肌肉内出血，该特征被认为勒颈时强大暴力作用的结果，是区分勒死和缢死的重要信息。由于勒死过程中用力不均匀，作用力方向变化较大，有时会造成皮下、肌肉内出血灶大小不一，且位置不确定，有些小而位置隐蔽的出血灶在解剖时不进行全面、细致地寻找可能不易发现。通过影像学薄层断层图像，可以发现皮下、肌肉组织内的出血灶（高密度信号影），有助于对勒沟的准确诊断（图 1–6–3）。

（3）颈部淋巴结出血和颌下腺出血　除了皮下组织和肌肉组织出血外，影像学手段还可显示解剖中不容易发现或者较容易忽视的颈部淋巴结出血和颌下腺的出血。图 1–6–4（a）MRI 脂肪抑制 T_1WI 序列冠状断层像显示颈部左侧一个淋巴结的高信号影，并伴有左肩部皮下脂肪组织的高信号影（挫伤）。通过该部位的解剖可见相应淋巴结呈暗红色变（图 1–6–4b），组织病理学检查证实淋巴结内出血的存在（图 1–6–4c）。

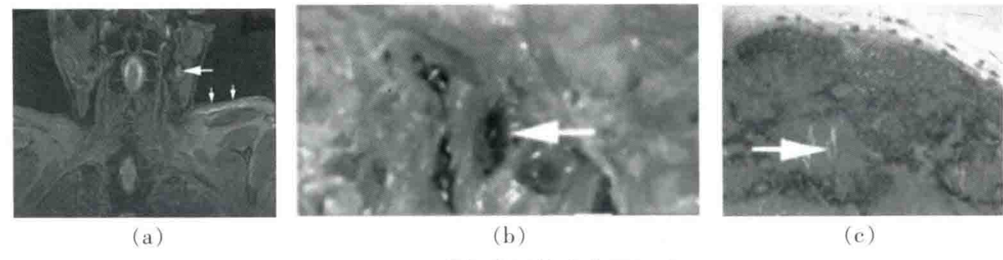
同样，影像学手段也可发现颌下腺的出血灶。图1–6–5a为MRI的STIR序列横断面的断层图像，可见右侧颌下腺及周围脂肪组织的不规则片状高密度信号影，解剖发现出血范围在颌下腺及其周边组织（图1–6–5b），组织学检查可见小叶间灶性出血（图1–6–5c）。



(a) (b) (c) (d)

图 1-6-3 勒颈造成的右侧下颌角处脂肪出血的虚拟解剖(Thali)

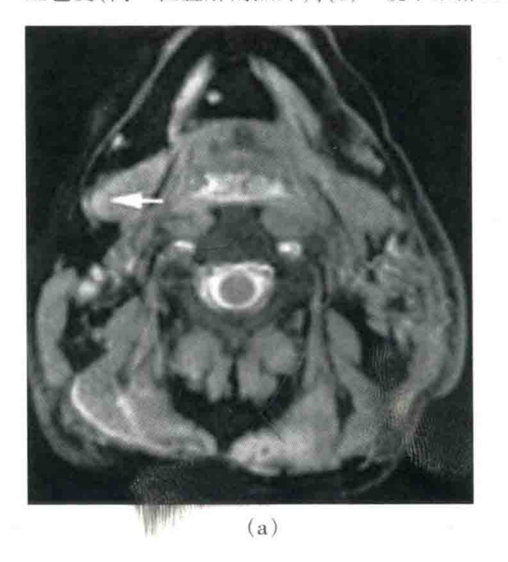
(a)—右侧下颌角处脂肪出血虚拟解剖;(b)—右侧下颌角处脂肪出血真实解剖;(c)—左胸锁乳突肌出血虚拟解剖;(d)—左胸锁乳突肌出血真实解剖



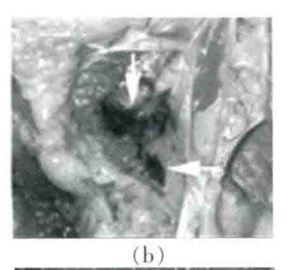
(a) (b) (c)

图1-6-4 颈部淋巴结出血(Thali)

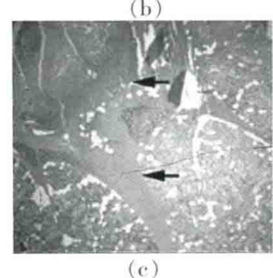
(a)—颈部左侧淋巴结高信号影,左肩部皮下组织高信号影(MRI脂肪抑制T_1WI);(b)—淋巴结暗红色变(同一位置解剖照片);(c)—镜下示淋巴结内斑片状出血(HE)



(a)



(b)



(c)

图 1-6-5 颌下腺出血(Thali)

(a)—右侧颌下腺及周围脂肪高信号影;(b)—解剖见颌下腺及周围组织出血;(c)—镜下示颌下腺小叶间灶性出血

第七节　溺死的虚拟解剖

一、溺死的概念

溺死(drowning)俗称淹死，是因液体阻塞呼吸道及肺泡，阻碍气体交换，使体内缺氧和二氧化碳潴留而发生的窒息死亡。引起溺死的液体称为溺液。溺液的种类很多，最常见的是水，也可以是油、酒、粪汁、尿液、羊水、血液或其他液体。溺死是一种吸入性窒息，多数系全身淹没于江、河、湖、海中溺死，少数案例也可因其头面部浸没在浅水中或水沟、水盆中而致死。实际上，只要口、鼻部浸没在溺液中即可造成溺死；此种情况可能与某些疾病(如癫痫)的发作、醉酒或者昏迷等因素有关。

溺死多系灾害或意外事故，自杀溺死也常发生，他杀溺死较少见。在法医实践中，还有采用其他暴力方式他杀后抛尸入水或进行沉尸。在我国，溺死的发生率很高，农村往往多于城市，且有明显的季节性。

水中发现的尸体，除生前落水溺死和死后抛尸入水外，另有少部分系因溺液刺激致喉头痉挛造成窒息死亡，或因刺激迷走神经引起反射性心跳骤停而死亡，此种尸体内溺液较少，有人称为“干性溺死”；还有少部分系入水后诱发原有潜在疾病的突然发作而死亡，又称为“水中猝死”。

二、溺死的过程和死亡机制

溺死的过程与机械性窒息的过程类似，包括前驱期、呼吸困难期、失神期、呼吸暂停期、终末呼吸期及呼吸停止期。溺死全过程的时间通常为5~7min，因死者生前身体状况、精神状态、年龄、水性、水温、溺液的性质和溺死机制等因素的不同，溺死经过的时间长短存在不同。

溺死的死亡机制比较复杂，主要与溺液堵塞呼吸道、血液稀释及电解质紊乱等有关。

（一）溺液堵塞呼吸道

窒息溺液进入呼吸道和肺，阻碍气体交换，导致体内缺氧和二氧化碳潴留而发生窒息死亡，这是溺死的主要原因。这种溺死属于典型溺死，呼吸道及肺内有大量溺液，尸体窒息征象明显。

（二）溶血和电解质紊乱

溺液进入肺后，经肺泡壁毛细血管大量进入血液循环，使血容量急剧增加及电解质紊乱也是重要的死因。淡水溺死中，由于淡水渗透压较低，溺液进入血液使血

液稀释的同时发生溶血，血液中钠、氯、钙的含量及血浆蛋白浓度降低；溶血释放出大量的钾离子，血钾浓度增高，高钾血症可导致心室纤颤和心脏停搏；而血容量增加可使心脏负担加重，心率加快，又可导致心力衰竭引起死亡。海水溺死中，由于海水渗透压较高，血液中的水分大量渗入肺泡，形成严重的肺水肿；同时又使血液浓缩、全身血容量减少，最终导致呼吸和心力衰竭而死亡。无论淡水还是海水中溺死，死亡均与吸入溺液所致的缺氧、二氧化碳潴留和由溺液引起的水、电解质紊乱有关。

（三）神经反射性死亡

部分溺死者入水后由于冷水或异物的刺激，引起声门痉挛导致窒息或者迷走神经被抑制反射性引起心脏骤停和原发性休克导致死亡。由于死亡迅速，溺液很少进入呼吸道，故尸体上可无溺死及窒息的相应改变。

（四）水中猝死

少数死者，生前入水后由于恐惧、寒冷作用，引起原有潜在疾病的突然发作而死亡。从本质上讲，解剖检查可以查到导致死亡的原发病变。

剧烈运动、精神紧张等因素的属于病理性死亡，不属于溺死。

此外，溺液中的低体温也会导致人体死亡。另有极少数溺水者被抢救复苏后经过一段时间而死亡，称为迟发性溺死。死亡原因多为继发性肺水肿、支气管肺炎或肺脓肿等，尸体解剖可发现相应病变。

根据溺死时溺液是否进入到呼吸道及肺，可将溺死分为典型溺死和非典型溺死。典型溺死占溺死的85%~90%，呼吸道及肺内有大量溺液，具有明显的窒息征象。非典型溺死约占溺死的15%，呼吸道及肺内很少或无溺液，一般窒息征象不显著或无。

三、溺死的尸位征象

溺死是机械性窒息死亡的一种，除非典型溺死外，一般都有较为显著的机械性窒息的尸体征象。如血液不凝固，眼结膜显著淤血、出血，浆膜、黏膜出血点，静脉淤血充盈、脾贫血等。此外，尚见溺死特有的一些征象。

（一）尸表征象

1. 口鼻部蕈状泡沫　溺液进入呼吸道，刺激呼吸道黏膜分泌大量黏液，黏液、溺液及空气三者经剧烈的呼吸运动而相互搅拌，产生大量黏稠、细小、均匀的白色泡沫，随腐败气体的产生成尸体打捞过程中胸腔压力的变化，逐渐从口、鼻部涌出，并堆积呈蘑菇状突起，即为蕈状泡沫或蟹样泡沫。这种泡沫因富含黏液而极为稳定，不易消散，被抹去后还可再涌出；如果翻动尸体或者按压死者胸腹部涌出量会

更多。蕈状泡沫多为白色,若呼吸道黏膜或肺泡壁破裂出血,则呈淡红色或白色泡沫带有血丝。蕈状泡沫在夏季可保持 14d,春秋季节保持 2~3d,冬季 3~5d。泡沫干燥后,在口鼻周围可见泡沫样痂皮痕迹。蕈状泡沫是一种生活反应,对确认溺死具有重要意义。

并非所有溺死者均会出现蕈状泡沫, 年老体弱或者神经反射性死亡者一般不出现。反之,死于有机磷农药或催眠药中毒、癫痫、头部外伤及其他并发严重肺水肿者,呼吸道和口鼻周围也可出现类似的白色泡沫样液体,但泡沫的量及黏稠度均不及溺死者的泡沫,也无溺液及所含成分的吸入,应注意鉴别。

2. 手中及指甲内异物　由于溺死者在水中挣扎和发生尸体痉挛,部分溺死者手中可抓有水中的泥沙、水草或其他异物,指甲缝内也可嵌有泥沙。此为确定溺死的重要指征之一。

3. 尸斑浅淡且形成较慢　由于溺死者血液被稀释,水中尸体漂浮、翻滚、体位不定,加之皮肤血管受冷水刺激而收缩,所以尸斑的颜色较淡且形成较慢,甚至不出现。又由于水温较低,血液中的氧合血红蛋白不易分解,加之水中的氧气不断渗入皮下毛细血管,并与血红蛋白结合形成氧合血红蛋白,所以溺死的尸斑可鲜红或呈淡红色。死后抛尸入水有时也会形成较为鲜红的尸斑。

4. 皮肤及肌肉收缩、鸡皮样皮肤　入水后,由于皮肤受寒冷刺激,立毛肌收缩,毛囊陡起而出现“鸡皮疙瘩”样改变,其中以胸上部、双上臂及双侧股部外侧较常见。同时,寒冷刺激还可使阴囊、阴唇、乳房皮肤收缩而变小。此现象不仅见于生前入水,也可见于死后不久入水或者陆地上死后处于寒冷环境中,属超生反应。

5. 水中尸体的浸泡征象　尸体浸泡在水中,手脚皮肤的表皮角质层因吸收水分而浸软、变白、膨胀、起皱,发生所谓“漂妇样皮”改变;继续发展(夏季 1 周,冬季 2~3 周),由于自溶和腐败作用,尸体手足皮肤的表皮与真皮脱离,指(趾)甲脱落,呈现手套、袜套样脱皮,故称“溺死手套”、“溺死足套”;同时毛发亦脱落,不久全身皮肤脱落。

此外,部分水中尸体还可发生尸蜡现象;有些尸体表面还可见有绿苔、藻类或菌丝生长, 或有水中泥沙及污物的附着。任何尸体经长时间浸泡均可出现这种变化,因此不能作为诊断溺死的依据。

6. 水中尸体的沉浮及腐败　溺死尸体呼吸道及肺内有溺液,尸体比重较水稍大,故沉于水底。随着尸体腐败产生大量腐败气体,尸体比重变小,开始浮出水面,并膨大呈“巨人观”。一般夏季经2~3天尸体即可上浮,冬季根据气候、水深不同,时间由1周~2个月,甚至可以不腐败。由于男女骨盆比重与结构或者皮下脂肪分布的差异,男女重心略有不同,尸体上浮后,一般男尸呈俯卧位,女尸呈仰卧位,即“男俯女仰”。若尸体身系重物或者被水草缠绕,则会影响尸体上浮,甚至不能浮出水面。通常,溺死水温一般较低,水中尸体腐败较轻;尸体离开水后,随着尸体温度增高,尸体内含液中细菌便快速繁殖,腐败迅速。



7. 水中体表损伤　水中尸体的体表损伤,既可能是入水前或入水过程形成的生前伤,又可能是入水后形成的濒死期损伤,还有可能是死后碰撞礁石等硬物、被船艇的螺旋桨缠绞、受到水族动物的啮咬或在打捞尸体过程中形成的死后伤。应注意鉴别。

（二）尸体内部征象

1. 呼吸道内有溺液及相应成分　溺死过程中,溺液经口、鼻随呼吸运动进入呼吸道和肺,在呼吸道内可见大量溺液、呼吸搅拌形成的泡沫和与溺液成分一致的泥沙、水草、硅藻等其他异物。有时因溺水昏迷发生呕吐,在呼吸道内还可检见吸入的胃内容物。

呼吸道内的溺液可以是由溺死前吸入,也可以是死后由于水压作用而进入。前者,由于有呼吸运动,溺液进入呼吸道的位置较深,可达支气管、细支气管和肺泡内;后者,仅由水的压力作用,溺液大多仅存在于上呼吸道,很少到达气管及支气管;若到达气管或支气管,溺液中异物量也较少。

2. 消化道内有溺液及其所含成分　溺死过程,由于吞咽动作和胃肠道蠕动,溺液及其所含的异物可以进入到胃及十二指肠和小肠;而死后抛尸入水,由于水的压力作用,仅有少量的溺液可以进入到胃,但不能进入到十二指肠和小肠。

3. 水性肺气肿和浆膜下出血斑点　溺液大量进入肺,肺泡内气体被挤压至肺的边缘,形成肺门及中心部位严重水肿和全肺严重气肿,即“水性肺气肿”。肺体积增大,重量增加,前缘可覆盖心脏,肺边缘钝圆,表面有肋骨压痕。肺表面湿润,颜色较淡,呈浅灰红色;其水肿、出血、气肿区域交错,外观形如大理石,故有人又称为“大理石肺”。肺表面浆膜下出血常大小不等、边界不清,多见于肺叶之间及肺下叶,系肺泡壁破裂出血并发生溶血所致,此为“溺死斑”,又称“Paltauf 斑”。切开并挤压肺切面可见血性泡沫状液仍流出。显微镜下观察,可在细支气管和肺泡腔内检见溺液所含的成分,包括泥沙、水草、浮游生物等,为溺死的最有力证据。水性肺气肿是溺死尸体上最重要的证据之一,是生前溺死的重要依据,占溺死尸体的 80%。

4. 左、右心腔血液成分差异　溺液经肺泡吸收入血,进入左心,使血液稀释,改变了血红蛋白和电解质的浓度,使得左、右心血成分出现差异。淡水溺死者血液被稀释的同时发生溶血,释放出的血红蛋白常把左心和主动脉内膜染成红色,左心血液中血红蛋白、钠、氯、钙、镁及血浆蛋白的浓度均低于右心血液;血钾浓度则往往增高。在海水溺死,左心血液中钠、氯、镁的浓度增高,其他者则左心血液中的浓度常常低于右心血液。

5. 器官内硅藻等浮游生物　生前入水溺死,溺液进入肺,并通过破裂的肺泡壁毛细血管进入血液,进而随血循环而分布于全身器官。故在心、肝、肾、骨髓、牙髓等器官组织中可检出硅藻、孢子、花粉等浮游生物。器官中检出硅藻对鉴定溺死有重要价值。

6. 呼吸肌和颞骨锥部内出血　溺死过程可因剧烈的挣扎和肌肉痉挛，导致肋间肌、胸大肌、胸锁乳突肌等呼吸辅助肌群出现双侧性的点状、条状或片状出血；口腔底部亦可有出血。溺液经咽鼓管进入中耳，颞骨锥部(pyramid of temporal bone)受压可致颞骨岩部出血，乳突小房内充满红细胞，占溺死尸体的70%。

此外，水中溺死的尸体，由于头部较重而下沉，体内血液倒流入颅脑，可致额面肿胀、发绀，脑膜及脑组织显著瘀血。溺死尸体由于发生腐败，进入体内的溺液因下坠而外渗，肺内的液体可渗入胸腔，胃肠内的液体可渗入腹腔；有时，体内液体也可渗到体外，但器官内的硅藻等浮游生物及其他异物则不会渗出体外。

四、溺死的虚拟解剖

（一）呼吸道溺液

约有60%的溺死者死后MRI和CT可发现呼吸道内大量溺液，影像片上表现为多发斑片状边界不清的低密度影，可见上呼吸道内大量充斥溺液(呈现为低密度影)，大部分的小气管和细支气管内也有溺液沉积(图1–7–1)。当然，死后入水者由于水压的作用，其上呼吸道和大气管内也可以见到溺液，但含量要比生前入水者少得多，其中上呼吸道为10%~20%，细支气管内约为10%。

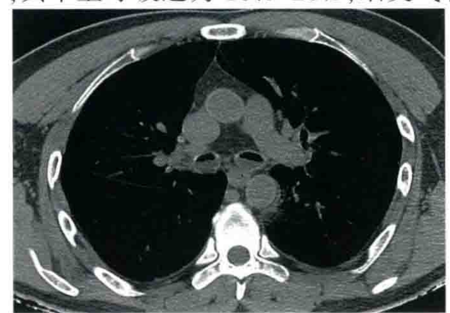
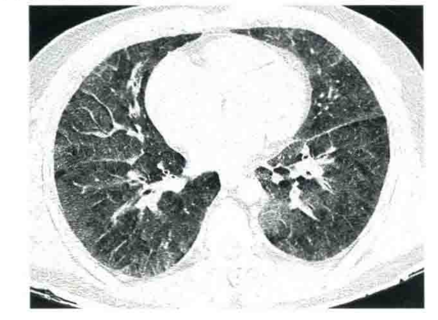



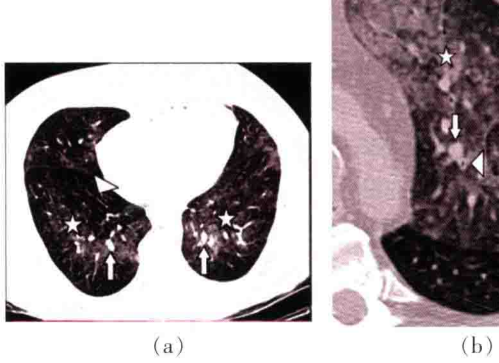
图1–7–1　溺死者肺部的虚拟解剖

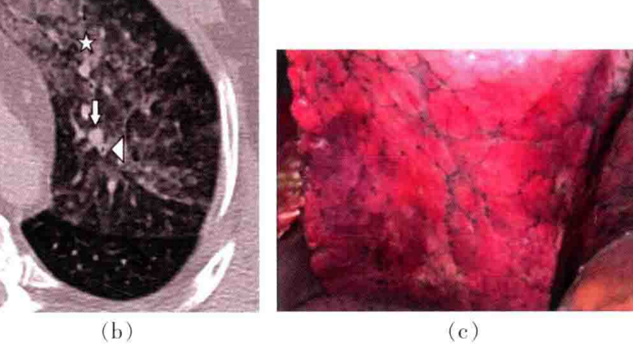
（二）水性肺气肿

MSCT和MRI断层图像均可见肺体积增大，局部前缘覆盖心脏，肺边缘钝圆。由于肺实质水肿、出血、气肿区域交错，MSCT断层上可见特殊的毛玻璃样影像改变(图1–7–2)。此外，由于肺体积增大，可致横膈顶部较正常水平下降，在胸部平片上可以得到确认。

（三）蕈状泡沫

溺死尸体有诊断意义的蕈状泡沫是黏液、溺液及空气三者经剧烈的呼吸运动而相互搅拌后，沿着呼吸道涌出，因此除了口鼻外周存在外，还大量存在于上呼吸道内。在MSCT矢状面软组织窗重建图像中可见鼻腔、口腔、咽腔和气管腔内泡沫

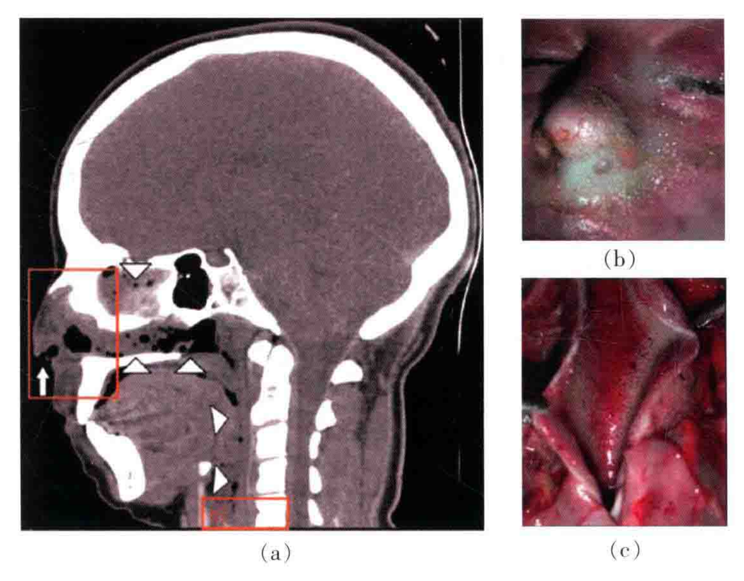




(a) (b) (c)

图 1-7-2 溺死者虚拟解剖(Thali)
(a)(b)—虚拟解剖;(c)—真实解剖

状液体形成的裂隙状或蜂窝状低密度影(图 1-7-3)。



(a) (b) (c)

图 1-7-3 溺死蕈状泡沫的虚拟解剖(Thali)
(a)—虚拟解剖;(b)(c)—真实解剖

(四)心血的稀释

大量溺液进入循环系统后,血液被稀释并发生了溶血,使血液的浓度下降,右心房心血的 CT 值为 45~50Hu(图 1-7-4a),与正常其他死因相比明显较低(64~70Hu)(图 1-7-4b)。值得一提的是,死后心脏停止了跳动,虚拟影像伪影减少,使测量值更加准确。

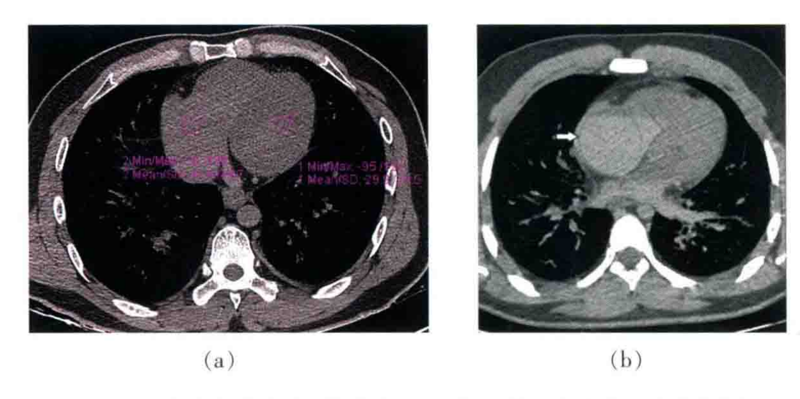


图 1-7-4　溺死者右心房血液 CT 值(45Hu)与正常死亡者右心房 CT 值(70Hu)对比
(a)—溺死者;(b)—正常死亡者

（五）消化道溺液

由于溺水过程中的吞咽动作和胃肠蠕动,生前入水者胃、十二指肠和小肠溺液及其所含的异物大量进入,表现为胃、肠内容物增多和稀释等方面。通常情况下,溺死者胃内容物量在 50~1200ml, 平均为 500ml, 而其他死因死者餐后胃内容物在 200~300ml;同样,溺死者胃内容物 CT 值平均在 20Hu 左右,而其他原因死亡者平均值在 40Hu 左右(图 1-7-5)。

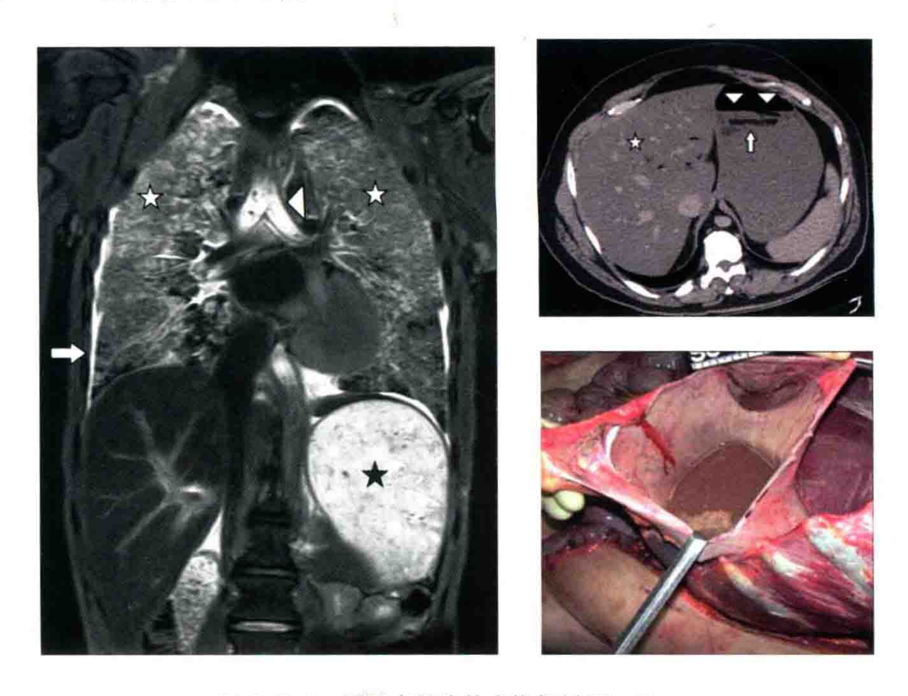


图 1-7-5　溺死者胃液的虚拟解剖(Thali)



（六）鼻旁窦积水

在溺死尸体的死后影像学检查中，鼻旁窦积水现象非常普遍，最常见的是上颌窦（图 1-7-6）和蝶窦，其次是筛窦和额窦。

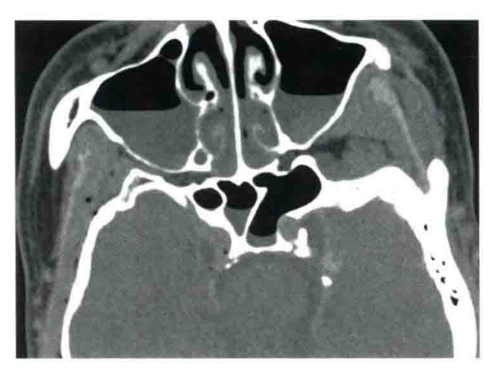


图 1-7-6　溺死者鼻旁窦积液的虚拟解剖

第八节　猝死的虚拟解剖

猝死（sudden death），由于其存在死亡的突然性、病变的潜在性以及伤病关系的复杂性等特点，在法医学实践中最容易引起纠纷。然而，由于猝死大多不涉及刑事犯罪，故不存在强制解剖的可能。有些案例如交通事故、工伤事故或是民事纠纷案件仅涉及赔偿责任和赔偿额度时，家属多因个人感情、民族风俗习惯等，不愿意再行尸体解剖，如果能有一种替代的解决手段，在事故处理上必将收到经济、简便和避免矛盾激化等效果。此外，在多数死亡案例中，体表征象或是毒化检验已经能够说明问题，但不进行尸体解剖而仅做所谓的尸表检验始终在法律层面上是一个瑕疵，通过非侵入手段留下心、肺、脑等体内器官的证据，可在庭审辩论、事故处理上减少许多无谓的猜测。同样，在许多医疗纠纷鉴定中，病程中患者的临床影像学检查和实验室检查资料已经相当完备，故患者的死亡原因也可根据病历资料分析得出，但由于生前最后一次临床影像检查至死亡仍然会有一定时间，故造成死亡的病变最终状态不做解剖仍属未知。其实在医疗伤害的活体损伤鉴定中，通常的做法是鉴定前让患者再行一次临床影像学检查以确定病、伤的最终状态，由此看来死后的虚拟解剖资料也应进入常态化程序。

虽然从理论上说，几乎所有器官、系统的疾病均可引起猝死的发生，但在法医学实践中造成猝死的常见病因主要集中关注几方面：例如，造成成年人猝死的主要原因以心血管系统疾病为首，然后为神经系统和呼吸系统疾病，其他系统疾病则相对较少；婴幼儿猝死中则以呼吸系统疾病居多，其他先天性疾病次之。总之，在实践中通过对脑、心、肺的详细检查可以找到大部分猝死的原因。随着近年来临床影像

学的发展，断层成像技术对重要生命器官疾病的诊断已经相当成熟，例如脑梗死、脑出血以及肺炎、肺水肿等，故死后进行全身CT或MRI扫描对法医病理学猝死诊断具有很强的实用意义。

在临床上血管系统病变的突然发作往往病情凶险、进展迅速，结果无外乎两种：出血或栓塞。由于缺血、缺氧或是出血后血肿压迫造成了重要生命器官功能障碍，患者可在短时间内迅速死亡。该过程不仅事发突然，而且体表无指示性变化，往往产生纠纷。如果疾病发生之前与人有肢体冲突、轻微外伤或是情绪激动等，可成为当事方反复抱怨、诉讼、上访的主要理由而引发矛盾，成为社会不稳定因素。法医病理学尸体解剖对于血管的检查往往是沿血流方向通过对比剂的注入使血管显影。其方法可以是按临床介入方法进行，或是在解剖后，直接对器官进行造影，既操作简便，又能达到全面了解血管情况的目的。

一、脑血管破裂出血

（一）脑出血

1. 概述　脑内血管破裂出血称为脑出血，为卒中的一种类型。按其出血原因可分为外伤性与自发性脑出血两种。脑出血猝死是指自发性脑出血引起的猝死。其出血原因是脑血管病变所致。常见的有高血压、脑动脉粥样硬化，约占自发性脑出血原因的2/3以上；血管畸形或动脉瘤破裂；还有极少数是动脉炎、肿瘤及各种有出血倾向的疾病所致。

脑出血好发于大脑，大脑出血占脑出血的80%，少数发生于脑干及小脑。大脑出血多发生于基底神经节处，出血可直接压迫基底神经节、内囊，甚至破坏丘脑。脑出血范围大时，不仅压迫邻近脑组织，有的还可穿破脑组织，使出血进入脑室或蛛网膜下隙。

2. 猝死机制　由于出血部位和出血量的不同，其猝死机制亦不完全相同。可由于脑重要部位直接受出血破坏或压迫所致，如大脑基底神经节处大量出血，可破坏和压迫基底神经节、内囊、丘脑，脑干出血直接破坏或压迫生命中枢而猝死；也可因出血量逐渐增多，脑体积增大，或者由于脑出血引起脑脊液循环障碍，发生脑水肿，导致颅内压升高，发生脑疝而猝死。

3. 法医学特点　脑出血是中枢神经系统疾病猝死的常见原因。多于情绪激动、体力活动、轻微外伤等情况下发生，因而成为脑出血的诱因，但也常常成为诉讼中可疑的死因。通过尸体解剖，发现脑出血病变是鉴定的可靠依据。但首先应排除外伤性脑出血，特别是曾受轻微外伤者，往往被疑为外伤性出血。因此，必须查明引起脑出血的原发疾病，如高血压、脑动脉粥样硬化或动脉瘤、脑血管畸形破裂等，并结合脑出血的好发部位及相应的脑外伤改变等。

4. 脑出血的虚拟解剖

（1）CT　可反映血肿形成、溶解吸收和囊变的病理过程，其不同时期的CT表现见表1-8-1：

表1-8-1　脑血肿不同时期的CT表现

	急性期	吸收期	囊变期
发病时间	<1周	2周~2个月	>2个月
血肿密度及形态	均匀高密度，CT值60~80Hu，肾形、类圆形或不规则形，边缘清楚	高密度血肿向心性缩小，边缘模糊，第4周血肿变为等密度或者低密度	较小的血肿由胶质和胶原纤维愈合；大的则残留囊腔。呈脑脊液密度，基底节的囊腔多呈条带状或新月状
周围水肿	有	逐渐减轻	无
占位效应	有	逐渐减轻	无
增强扫描	一般不做	环形强化	无

其他表现包括：①血液破入脑室，多量时将脑室填满，呈铸型，少量时出现沉淀现象，下为血液，上为脑脊液。②血液进入蛛网膜腔，脑池（沟）表现为等密度或高密度。③脑积水，可由血肿压迫室间孔、导水管或第四脑室等引起，也可由血块在脑脊液流经通道阻塞所致。

（2）MRI　脑血肿的MRI信号表现较复杂，主要与血肿内成分的演变有关。MRI信号可反映血肿内血红蛋白（hemoglobin）、氧合血红蛋白（oxyhemoglobin，OxyHb）、去氧血红蛋白（deoxyhemoglobin，DeoxyHb）、正铁血红蛋白（methemahemoglobin，MetHb）、含铁血黄素（hemosiderin）的演变过程。

1）超急性期（<6h）：血肿内红细胞完整，主要成分为氧合血红蛋白，具有抗磁性，T_1WI等信号，T_2WI为高信号。

2）急性期（7h~3d）：完整红细胞内氧合血红蛋白变为去氧血红蛋白，为顺磁性，T_1W1为等或稍低信号，T_2WI为极低信号，这是因为电子受屏蔽作用不能直接与质子接近。无T_1缩短效应，但由于顺磁性物质分布不均，而选择性产生T_2质子弛豫增强效应。

3）亚急性期（3d~4周）：第3~4d，细胞内去氧血红蛋白渐变为正铁血红蛋白，为顺磁性，产生T_1缩短效应，以后红细胞溶解，出现游离正铁血红蛋白，释放入血肿内并被稀释，不再具有T_2缩短效应，此过程由血肿周边开始并逐渐向血肿中心扩展。此期信号表现为：早期由T_1WI等或低信号逐渐演变为周边高信号、中心等或低信号，T_2WI仍为低信号；接着，T_1WI及T_2WI均为周高中低信号；晚期T_1WI及T_2WI全部为高信号（图1-8-1）。

4）慢性期（≥4周）：高铁血红蛋白演变为含铁血黄素，为顺磁性物质，产生T_1及T_2缩短效应，血肿由游离稀释的正铁血红蛋白和周边含铁血黄素构成。信号表

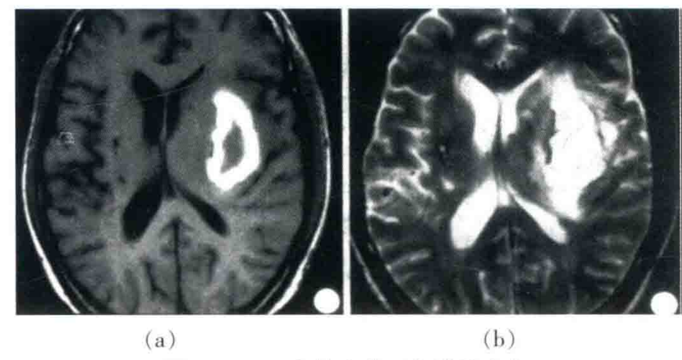


图 1-8-1 左基底节亚急性脑出血

平扫CT示，右基底节区类圆形高密度灶，灶周可见低密度水肿带左基底节区异常信号，T_1WI (a)为不规则环状高信号，中央信号与脑实质相同，T_2WI(b)为高信号，边缘可见薄层低信号带；周围脑质水肿，左侧脑室受压变窄，中线轻度右偏；右基底节区腔隙性脑梗死

现为：T_1WI 和 T_2WI 高信号，边缘出现环状低信号影；血肿充分吸收，T_1WI 及 T_2WI 均为斑点样不均匀略低或低信号影；囊肿形成，T_1WI 低信号，T_2WI 高信号，周边为低信号影围绕。

（二）蛛网膜下隙出血

1. 概述 蛛网膜下隙是颅内蛛网膜与软脑膜间的腔隙，其内充满脑脊液。由于软脑膜、蛛网膜下隙内的血管破裂或脑内血管破裂，血液流入蛛网膜下隙者，称蛛网膜下隙出血。

按照出血原因，蛛网膜下隙出血可分为外伤性与自发性两种。蛛网膜下隙出血引起猝死，乃是指自发性出血。自发性蛛网膜下隙出血多由于颅内先天性动脉瘤、高血压、脑动脉硬化及脑血管畸形等病变导致血管破裂所致。按出血来源可分为原发性和继发性两类。原发性蛛网膜下隙出血是由于软脑膜或蛛网膜下隙内的血管破裂，血液直接流入蛛网膜下隙；继发性蛛网膜下隙出血，则是脑实质内出血后，血液穿破脑组织、软脑膜而间接进入蛛网膜下隙，或脑实质内出血破入脑室等。

中老年蛛网膜下隙出血所致猝死，多由于高血压、脑动脉硬化等疾病所致；青少年猝死，则以先天性脑动脉瘤、脑血管畸形破裂为多见。且动脉瘤及脑血管畸形破裂占自发性蛛网膜下隙出血的 57%~95%。

2. 猝死机制 蛛网膜下隙出血可引起脑血管痉挛，致脑组织缺氧而引起继发性脑水肿，脑体积增大，颅内压升高；颅内大量出血也可直接致颅内压增高，并使脑脊液循环受阻，加重脑水肿，使颅内压进一步升高，压迫、影响呼吸、循环中枢而致猝死，甚至发生脑疝而猝死。

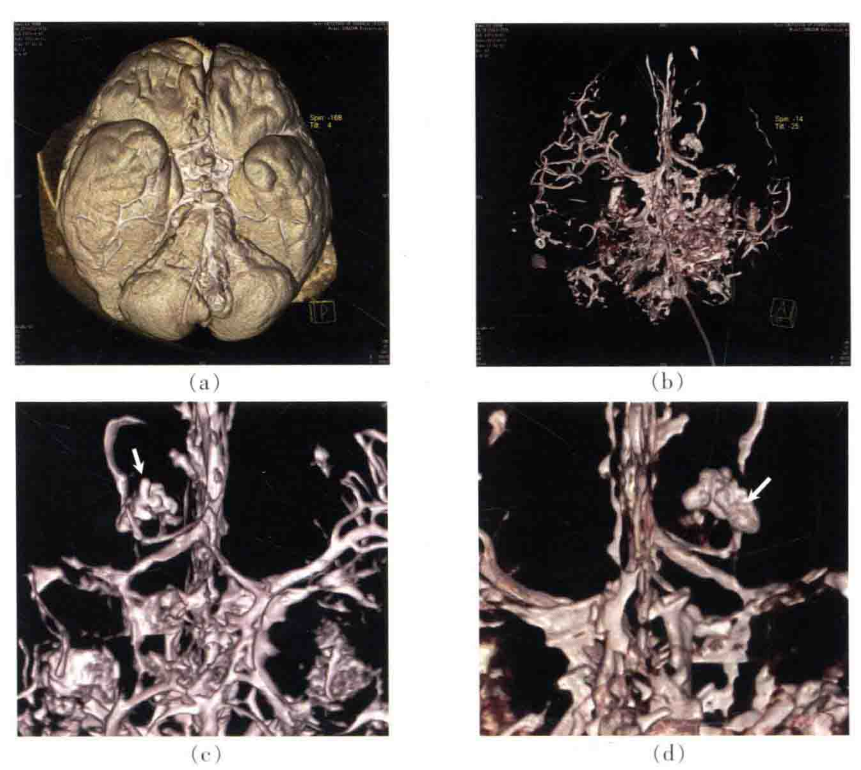
3. 法医学特点 蛛网膜下隙出血所致猝死，占猝死的 2%~5%。在中枢神经系统疾病猝死中，约占25%。解剖时发现脑脊液内有红色或暗红色血液，有的可见凝血块，可确定为蛛网膜下隙出血。但必须分清外伤性与自发性出血，特别对曾受外

伤者,应注意了解头部外伤情况。尸体检验时,注意有无颅、脑损伤,以及寻找自发性蛛网膜下隙出血的原发疾病,如动脉瘤或畸形的脑动脉、静脉血管及其破裂口,这是鉴别外伤性与自发性蛛网膜下隙出血的主要依据。

4. 虚拟解剖

(1) CT　蛛网膜下隙出血的直接征象表现为脑沟、脑池密度增高,出血量大时呈铸型。大脑前动脉破裂,血液多积聚于视交叉池、侧裂前部;大脑中动脉破裂,血液多积聚于外侧裂附近;颈内动脉破裂以后,出血也以大脑外侧裂为多;椎基底动脉破裂血液主要积于脚间池和环池。CT 可发现 94%的 24h 内蛛网膜下隙出血,约 1 周后出血被清除、吸收 CT 再显示,若 1 周后 CT 仍可见蛛网膜下隙出血,则常提示有再次出血。

(2) MRI　24h 内的急性蛛网膜下隙出血在 T_1WI 像和质子密度像上可呈比脑脊液稍高的信号影,T_2WI 像呈比脑脊液稍低的信号影, 但敏感性不如 CT。亚急性期可在蛛网膜下隙内出现局灶性短 T_1WI 信号影。慢性期则在 T_2WI 像上出现含铁血黄素沉积形成的低信号影,较具特征性。MRA 有助于查找出血原因,显示动静脉畸形(AVM)、动脉瘤等(图 1-8-2)。



(a)　(b)　(c)　(d)

图 1-8-2　脑血管畸形死后造影结果

(箭头显示畸形动脉)

a—脑及血管三维重组;b—脑血管造影 (全貌);c—脑血管畸形 (局部顶面观);d—脑血管畸形(局部底面观)

（三）冠心病

1. 概述　冠状动脉粥样硬化性心脏病，简称冠心病，是由于冠状动脉粥样硬化致血管狭窄，导致心肌缺血、缺氧引起的心脏病。冠心病的临床类型分为隐性冠心病、心绞痛、心肌梗死、心力衰竭和心律失常，以及心肌梗死性猝死五种类型。法医工作中遇到的猝死多数为隐性冠心病。经病理解剖后发现冠状动脉已有病变。但临床上无心肌缺血的症状，在体力活动或情绪激动时即刻死亡，绝大多数都在发病后1~2h内死亡。

冠心病猝死是在出现急性发作症状24h左右未预料到的死亡，平时或有或无冠心病症状。有的甚至在死亡病理解剖时也不一定发现严重的冠状动脉硬化。但多数是在冠状动脉硬化和心脏供血不足的基础上，突然发生心脏骤停的结果。冠心病猝死的原因：一是供给心脏血液的冠状动脉主支突发栓塞(通常系血栓造成)，致心肌大面积急性缺血性坏死；二是急性心肌梗死后心肌缺乏营养，致心肌破裂，于是在动脉粥样硬化的基础上，发生冠状动脉痉挛，致心脏电生理紊乱，引起严重心律失常(如心室纤颤)。目前认为：冠心病患者的心脏骤停的发生是在动脉粥样硬化的基础上，发生冠状动脉痉挛或微循环栓塞，导致心肌急性缺血，造成内部电生理紊乱，引起暂时的严重心律失常(特别是心室颤动)所致。

2. 冠心病猝死的法医学特点　冠心病猝死病例经过尸体解剖发现有新近心肌梗死，甚至梗死灶心肌破裂引起心脏压塞。或者冠状动脉粥样斑块上有新近血栓形成或斑块内出血，可以确定是冠心病猝死。

尸体解剖中仅发现冠状动脉粥样硬化，甚至斑块引起冠脉管腔严重狭窄时，只有先排除机械性损伤、机械性窒息和毒物化验结果为中毒后才能确定是冠心病猝死。

尸体解剖时除发现有严重冠心病外，还发现有损伤，这对鉴定损伤程度较为重要，如为致命性损伤，即使有重度冠状动脉粥样硬化，应认定为损伤致死；当损伤较轻时，可能是激发冠心病猝死的诱因，也可能是冠心病猝死突发后摔倒，身体碰到周围物体或地面所造成。

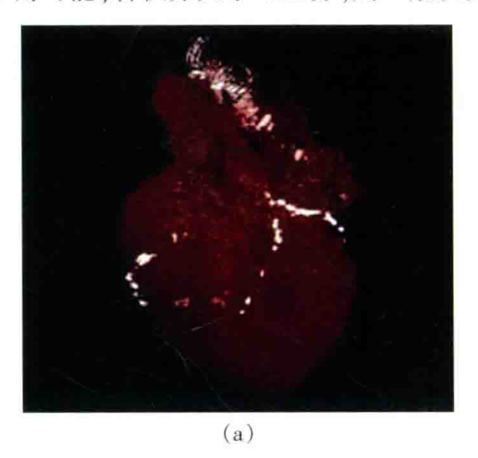
3. 虚拟解剖

(1) MSCT检查　CT平扫可测定冠状动脉钙化；CT增强扫描能够显示冠状动脉斑块的形态、管腔狭窄、有无心肌桥等，判断冠状动脉旁路移植术(coronary artery bypass graft，CABG)后桥血管以及冠状动脉介入治疗后的开通情况，可显示冠状动脉及桥血管的立体结构，对诊断、介入及外科治疗、术后复查等都有重要意义。

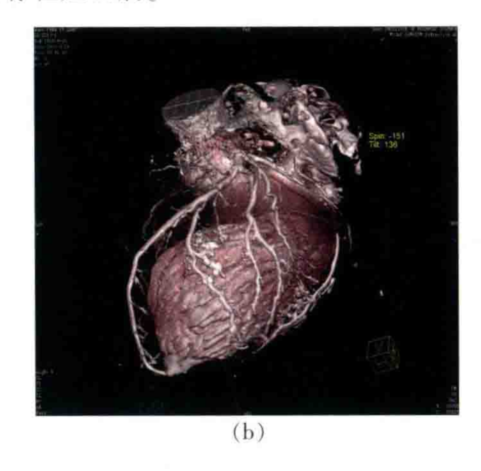
(2) MRI检查　临床应用较少。自旋回波(SE)脉冲序列横轴位和短轴位像，可全面显示心肌梗死病理改变，急性心肌梗死可进行Gd-DTPA增强以提高病变的显示率。对>50%的冠状动脉狭窄可作出判断。

(3) 冠状动脉造影　是明确冠状动脉狭窄程度、部位和范围的主要检查方法。

近期研究发现，应用虚拟解剖技术检测冠状动脉情况进行死因判断具有一定实用价值：如冠状动脉钙化计分(coronary artery calcification scoring,CACS)、死后血管造影(postmortem angiography)冠状动脉三维重建(图 1-8-3)等。CACS 将 CT 值>130Hu，钙化面积>1mm^2 的病变定为钙化，钙化计分=钙化面积×钙化密度因子(f)，其中 f 是由每个病变的 CT 峰值决定的。CT 峰值 130~199Hu 时 f 为 1 分，200~299Hu 时 f 为 2 分，300~399Hu 时 f 为 3 分，≥400Hu 时 f 为 4 分，将各支血管钙化灶计分相加得出该血管的钙化总计分。欧美国家中，大于 50 岁的患者中若计分为 0~10 分，则冠状动脉狭窄的发病率很低；若计分为 11~400 分，则提示冠状动脉狭窄的可能；若积分大于 400 分，则一般认为存在冠心病。



(a)



(b)

图 1-8-3　死后冠状动脉钙化的容积重组(VR)图像(a)和冠状动脉造影的容积重组(b)

二、肺动脉栓塞

(一)概述

肺动脉栓塞是由于体循环或右心的栓子，沿血流进入并阻塞肺动脉主干或较大分支，或较多的小栓子使肺动脉较小分支广泛阻塞所致。其栓子的来源，约 95% 为下肢静脉形成的血栓，其次为盆腔内静脉或心脏内的附壁血栓。多为患有慢性疾病而长期卧床的患者，包括外伤、手术后以及妇女产后等情况，由于静脉系统内易形成血栓，当起床活动时，血栓可脱落成为栓子，随血流运行，通过右心后，突然阻塞于肺动脉或其分支血管内，造成肺血液循环障碍。患者可突然出现呼吸困难、发绀、休克，严重者可发生猝死。

(二)猝死机制

由于肺动脉阻塞，使肺循环障碍，可导致右心衰竭。同时左心回流血液骤然减少，使左心每搏量相应减少，导致冠状动脉血流量不足，因而心肌缺血，可引起心源

性休克、脑缺血缺氧而发生猝死；或由于肺动脉栓塞，通过肺—心迷走神经反射，引起冠状动脉和支气管痉挛，加重心肌缺血、缺氧，进而加重心力衰竭及窒息而导致猝死。

（三）法医学特点

如果怀疑肺动脉栓塞所致猝死，尸体解剖时应当原位剖开右心、肺动脉及其分支进行检查，注意发现血栓。同时应认真检查右心室、盆腔及下肢静脉系统，寻找栓子来源，查明形成血栓的原发疾病，以明确鉴定。

（四）虚拟解剖

1. CT　多探测 CT(MDCT)或双源 CT(DSCT)肺动脉增强扫描可显示栓塞部位、形态，与管壁关系等，直接显示至肺段血管。肺栓塞(PE)的直接 CT 征象为腔内充盈缺损和(或)附壁充盈缺损，以及肺动脉主干及分支的狭窄和阻塞。充盈缺损周边呈线状对比剂充盈者，即"双轨征"，为典型征象，多提示新鲜血栓。间接征象为主肺动脉及左、右肺动脉扩张，右心扩大，血管断面细小、缺失，肺内灌流不均匀，呈"马赛克征"、肺梗死灶及胸膜改变等。按血栓的部位可分为三型：①中心型，即血栓位于主肺动脉，左、右肺动脉及叶肺动脉主干；②外围型，即血栓位于肺段及以下肺动脉；③混合型，即中心及外围肺动脉内均有血栓(图 1-8-4)。



(a)　　(b)

图 1-8-4　急性肺栓塞

(a)—CT 增强示右肺动脉栓塞；(b)—CT 增强示左肺动脉栓塞

2. MRI　心电门控自旋回波(SE)技术及磁共振肺血管造影可显示主肺动脉，左、右肺动脉及较大分支的血栓栓塞，还可显示继发性肺动脉高压所致的右心室增大及室壁肥厚，不需对比增强及无辐射为其优势。



三、主动脉夹层破裂

（一）概述

主动脉壁局部异常扩张、膨出，形成瘤状，称为主动脉瘤，其直径可比邻近动脉扩大50%以上。可发生在主动脉根部、升主动脉、主动脉弓、胸主动脉及腹主动脉。形成主动脉瘤的原因主要是动脉粥样硬化和主动脉炎，如梅毒性主动脉炎。也有遗传因素，如马方（Marfan）综合征，在上述诸原因所致主动脉病变的基础上，可形成主动脉夹层（aortic dissection，AD）。

（二）猝死机制

严重主动脉夹层往往在剧烈活动、血压突然升高时发生破裂，致急性大出血而猝死。

（三）法医鉴定

因主动脉夹层存在的部位不同，破裂内出血的部位也不同，可发生在胸腔、腹腔或心包腔内，尸检时注意主动脉破裂部位。至于是哪种原因引起的主动脉夹层，则应结合病史及其他病理改变来确定，如主动脉粥样硬化改变、梅毒性主动脉炎改变等。

（四）虚拟解剖

1. X线　基本征象为纵隔阴影增宽或形成局限性块影，且与胸主动脉某部相连而不能分开；肿块或纵隔增宽影可见扩张性搏动；可有夹层壁钙化，尤其是升主动脉壁的钙化，有助于梅毒的定性诊断；夹层可压迫侵蚀周围器官，可引起邻近气管或食管的移位及狭窄，若与夹层阴影相适应的脊椎或胸骨的侵蚀性骨质缺损，对主动脉夹层的定性诊断帮助颇大；心影外形及大小多在正常范围，如并发主动脉瓣关闭不全（aortic incompetence，AI）则可见左心室及心脏增大。主动脉夹层主要为两上纵隔或主动脉弓降部明显增宽、扩张，如与旧片对比或连续短期内复查，上述征象为近期发现或进行性加重，则诊断较肯定；根据扩张的部位，大致可估计夹层受累范围和分型；升主动脉高度扩张，常提示为继发于马方综合征主动脉夹层；病变部位的搏动多减弱和消失；主动脉壁（内膜）钙化内移超过4mm则表明动脉壁增厚，有诊断价值；心包或胸腔积液（血），后者多在左侧，提示夹层外穿破裂的可能。

2. 血管造影　采用正、侧位或左前斜位胸主动脉造影为宜。其主要征象为与主动脉显影同时，瘤囊内亦有对比剂充盈，或主动脉某段呈梭形扩张，为主动脉夹层的确证；夹层腔内对比剂外溢或进入邻近组织内，则为动脉夹层外穿的指征；可观察夹层与邻近组织结构的关系、有无AI及其程度等；AD有时需加做腹主动脉造

影，可显示破口的部位、数量、内膜片及主动脉双腔征象。

3. 增强 CT　主动脉夹层的特征性 CT 征象是内膜钙化内移，并可显示真、假腔及低信号的内膜瓣片；或螺旋 CT 平扫可显示瘤壁钙化；附壁增强有助于显示血栓；而 CT 血管成像三维图像重建则可从不同解剖角度观察主动脉和 AD 的主要征象及病变范围（图 1-8-5）。

4. MRI　无需增强可从不同体位显示主动脉的形态、大小、类型、范围、壁情况、附壁血栓以及与主动脉主支、周围组织结构的关系等形态和血流动态变化(图 1-8-6)。

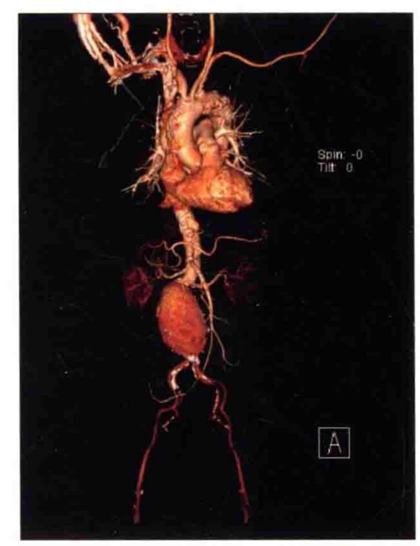


图 1-8-5　CT 三维重建示腹主动脉梭囊状真性动脉瘤

(a)

(b)

(c)

(d)

图 1-8-6　主动脉夹层(MRI)

(a)—冠状位(瘤壁)；(b)—冠状位(假腔)；(c)—横断位；(d)矢状位



四、肝海绵状血管瘤

（一）概述

常多发，女性多见，由扩张的血肿组成，可有血栓形成，大小不一。患者一般无症状，当瘤体大于 5cm，可表现为肝大、上腹肿块；压迫邻近器官，出现腹胀、肝区痛、食欲减退；血管瘤破裂引起瘤内、包膜下或腹腔内出血，严重者可致休克。

（二）猝死机制

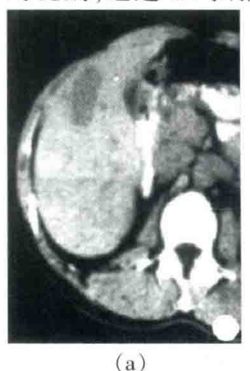
肝海绵状血管瘤一般没有明显的临床症状，但由于某种原因，如妊娠或青年运动员，可因妊娠或剧烈运动促使瘤体迅速增大，或因外伤、分娩、体格检查时过重的手法按压瘤体，均可招致肿瘤破裂，致急性大出血而猝死。此外，巨大海绵状血管瘤在肝内形成动静脉瘘时，可引起充血性心力衰竭。

（三）法医鉴定

海绵状血管瘤如果破入腹腔，则因出血量较多而影响对原发灶的判断。尸检时注意肝脏出血主动脉部位，必要时原位通过注射器将染色剂注入血管，观察破裂部位出血情况。

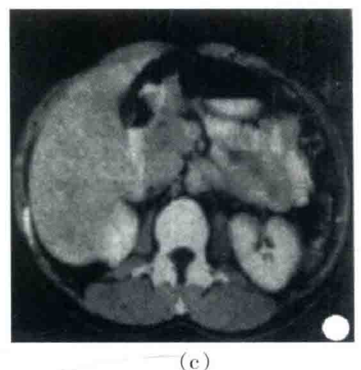
（四）虚拟解剖

1. 数字减影血管造影（DSA） 血管瘤多发生在动脉末梢，供血动脉不增粗。实质期瘤体内出现"血湖"，呈爆玉米花样染色，可持续 20~30s，有出现早、消失晚的特点，无肿瘤血管和动静脉瘤出现。以上表现对诊断本病具有特征性。死后虚拟解剖可通过临床介入方法注入对比剂，也可以在解剖后摘除肝脏，自肝门静脉处注入对比剂，通过 CT 扫描观察畸形血管情况（图 1-8-7）。



(a)

(b)



(c)

图 1-8-7 肝海绵状血管瘤 CT 平扫

(a)—示肝右叶见一椭圆形低密度影，边界清楚，大小约2.2cm×4.2cm；(b)—增强后60s内扫描，示病灶边缘明显强化，其密度高于正常肝；(c)—延迟3min扫描，示病灶内对比剂由周边向中心充填，病灶趋向等密度

2. CT　平扫表现单发或多发类圆形低密度灶，边缘清晰，可见小钙化密度影。大的瘤体内中部有时可见不规则更低密度影。增强扫描典型血管瘤有不均匀强化(对比剂充盈)。

3. MRI　典型的海绵状血管瘤在 T_1WI 像上为均匀稍低信号，质子像上呈均匀稍高信号，T_2WI 像上随回波时间(TE)延长，信号逐渐增高，T_2WI 像上信号更高，称为灯泡征，这是其特征性 MRI 平扫表现。Gd-DTPA 增强有不均匀强化(对比剂充盈)。

第九节　交通事故虚拟解剖

一、概述

交通事故是一个瞬间发生的过程，特定致伤物以不同程度暴力作用于人体，产生相应的形变，如果形变超过人体组织的弹性极限，则会造成不同程度的破坏和损害。生物力学分析就是根据损害和破坏的程度、方向、分布等特征，来推断致伤物、作用力和作用方向，结合车辆、现场的痕迹分析致伤方式(撞击、摔跌、碾压等)，从而最终为事故再现服务。

用于生物力学分析的特征包括体表痕迹和体内有推断意义的损伤。由于软组织和器官具有较大弹性，致伤时形变较大，加上组织疏松而使出血易于扩散，因此，很难准确反映出致伤物的形态特征。而骨骼组织相比较具有一定程度的刚性，损伤引起的形变容易保持作用面、作用力等特征。因此，骨折在致伤物推断中起重要作用。

传统法医学检验进行交通事故致伤形态分析时，要求进行尸体解剖，但由于国情和风俗习惯的原因，尸体解剖往往因家属难以接受或民族习惯问题难以进行。目前较常见的做法是仅进行尸表检验，然后结合现场、车辆等部位痕迹分析死亡原因和致伤方式。然而，交通事故所致损伤非常复杂，包括撞击伤、摔跌伤、碾压伤、拖擦伤等多种类型损伤。因为暴力作用较为强大，往往具有体表损伤轻微而内脏器官损伤较重的特点，不进行细致解剖检验，并结合现场及相关资料综合分析，很容易得出错误结论。

基于影像学的法医虚拟解剖学是近年来快速发展起来的一门新技术，随着技术移植的加快，已经开始为枪弹损伤、机械性窒息、猝死病理学等法医学鉴定服务。MSCT 和三维重建在临床诊断骨和器官损伤方面已显示了其强大的作用，通过对交通事故尸体的精细扫描、对损伤的准确还原等，完全可以满足道路交通事故生物力学分析的需要。

在道路交通事故复杂致伤方式判断中，MSCT 和三维重建技术的应用全面而准确地反映出碰撞、碾压、摔跌所致骨骼、器官损伤的形变特征，经与尸体解剖对



比,在关键信息获取方面不仅无明显遗漏,而且还具备如下优势:

1. 非破坏性鉴定(non-destructive identification) 或称非侵入性成像(noninvasive imaging)。在我国,交通事故解剖率很低,造成交通事故尸表检验鉴定存在很大漏诊或误诊的风险。即使进行尸体解剖,由于损伤较重,解剖的切割、牵拉作用也会造成某些损伤特征的人为破坏,因而也具有一定风险。而影像学检查正好可以弥补此两种情况的不足。

2. 骨折信息全面细致 法医学尸体解剖对于骨折的发现依赖于看到骨折断端、扪及错位或骨擦感以及看到骨折周围软组织出血等,对于软组织覆盖较多或出血不明显的骨折则会出现漏诊,解剖后尸体一旦火化,则复检无法进行。CT扫描则一次收集齐所有信息特征,使骨折、骨裂甚至骨挫伤基本不会漏诊,这些信息对死亡原因可能没有影响,但对于损伤生物力学分析至关重要。

3. 分析更加便捷 CT三维重建不仅可以分析整个人体,还可以对头颅、胸廓、骨盆、长骨等分离后单独观察、比对,在电脑中可全方位旋转、测量,为致伤分析提供更多方便,这些是尸体解剖所难以实现的。

4. 便于证据保存和出示 数据以医学数字图像(digital imaging and communication of medicine,DICOM)格式永久保存,可根据需要提供平片或任意部位的三维重建,为存档、交流和出庭作证提供方便。

当然,CT技术并不能完全取代尸体解剖, 尚不能检出体表皮肤损伤形态和体内软组织损伤等方面特征信息,法医尸体影像学也不同于临床影像学,关注焦点不同所采集的信息情况也不完全一致。将来随着研究的进一步深化,CT检查必将成为交通事故生物力学分析不可缺少的工具。

二、应用举例

(一)事故资料及现场

某年2月11日1时许,一辆出租车(小轿车)与一路人(女,32岁)在上海市真南路780号处发生交通事故,该女当场死亡。据出租车司机报称,由于时值凌晨,并没有看到路上有行人,等碰撞发生后才发觉。但该说法很难让包括死者家属在内的各方信服,家属甚至认为出租车司机是在捏造事实,逃避法律责任。因此,准确推断事发当时死者的行为方式十分重要,在缺乏目击证人和现场监控设施的情况下,根据形态学、痕迹学以及生物力学分析几乎成为事故解决的关键。

(二)现场

现场图见图1-9-1。

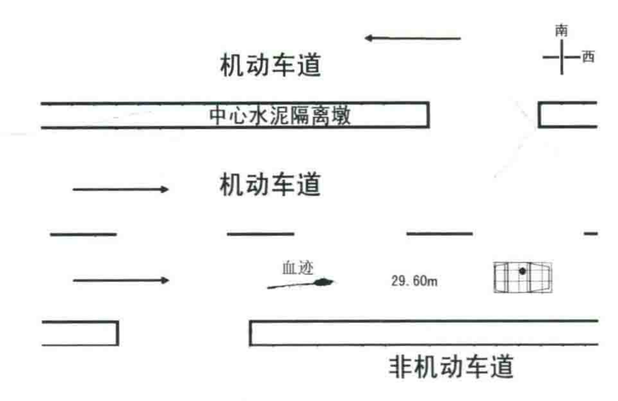


图 1-9-1

（三）多层螺旋 CT（MSCT）检查

尸体冷冻 13d，自然状态下解冻 1d 后进行 CT 检查。使用 GE 公司 16 层螺旋 CT 机（light speed 16，GE medical systems，USA），扫描范围自顶部至足底。主要参数：120kV，380~400mA，420ms，准直器宽度 0.625 mm，螺距 0.3。除了对各部位平片扫描以外，还进行了骨骼系统的三维重建，并对软组织也进行了重建。在 GE 工作站（advantage windows 4.2；GE medical systems，USA）通过配套软件进行图像后处理。在 R-R 间期的 70%和 50%重建数据，图像层厚 0.625 mm，矩阵 512cm×512cm。重建方式：多平面重建（multi planar reconstruction，MPR）、容积成像（volume rendering，VR）、最大密度投影（maximum intensity projection，MIP）。由两位影像诊断医师进行双盲读片。

（四）结果对比

由于冬季衣着较厚等因素，本例尸表损伤除额顶部大面积擦挫伤伴挫裂创以外，身体其他部位损伤轻微，信息量不足以进行致伤方式综合判断。全身骨骼 CT 扫描后获得如下信息（表 1-9-1），骨骼系统经三维重建后（图 1-9-2），发现头部、

表 1-9-1　全身骨骼 CT 扫描及三维重建主要阳性发现及体表损伤对比

部位	MSCT及三维重建	体表检验
头部	颅底纵骨折，鼻骨骨折	额面部大面积擦挫伤伴散在小挫裂创
胸廓	锁骨、胸骨、胸椎、肋骨多发性骨折	胸部未发现明显损伤
腰椎	L4、L5骨折	腰背部右侧轻度擦伤
骨盆	双侧耻骨上支骨折	相应部位未见皮肤损伤
下肢	右侧股骨节段性粉碎性骨折	右大腿皮肤未见损伤

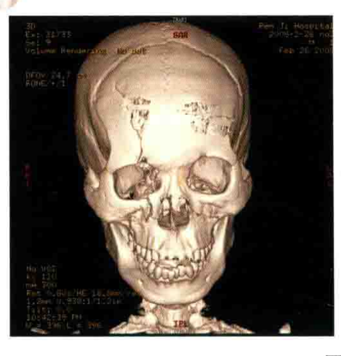




图 1-9-2 全身骨骼三维重建结果

躯干部和右大腿部位分别有撞击、碾压和摔跌损伤的特征。

（五）致伤方式及生物力学分析

1. 碰撞

(1) MSCT 阳性发现及尸体解剖对比 结果见表 1-9-2 和图 1-9-3。

表 1-9-2 腰背部碰撞伤的 MSCT 改变及与尸体解剖对比结果

器官和组织	部位	MSCT及三维重建	尸体解剖
骨骼	脊柱	L4 椎体粉碎性骨折，断端向腹腔突出，L5 右侧横突骨折	骨折外观与 CT 检查类似，无法检验椎骨体内碎裂形态
	骨盆	双侧耻骨上支骨折，断端错位	骨折断端向外侧分离
器官	肝	肝裂右侧包膜下血肿	肝右叶近膈面见多处破裂
	肺	双侧弥漫性肺挫伤	肺膜下散在斑片状挫伤，切面灶性出血
软组织	腰椎旁	无法明确	腰椎骨折处周围软组织出血
体腔	胸腹腔	双侧胸腔及腹腔积血(量无法明确)	胸腔积血(左侧约 200ml，右侧约 50ml)；腹腔积血约 50mL


(a)

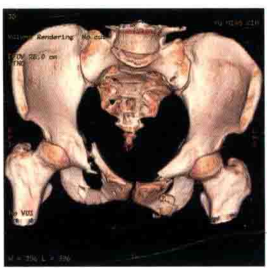
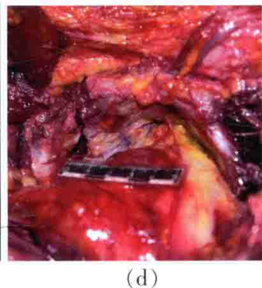
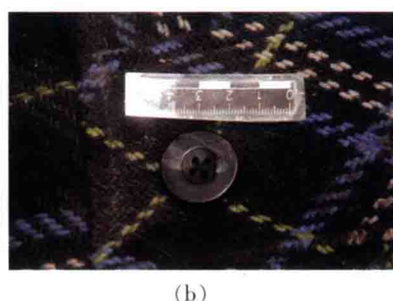
(b)

(c)

(d)

图 1-9-3 腰椎及骨盆骨折 MSCT 改变及与尸体解剖对比
(a)—椎体骨折(MSCT 评估)；(b)—椎体骨折(尸体解剖)；
(c)—骨盆骨折(MSCT 三维重建)；(d)—骨盆骨折(尸体解剖)

(2) 衣着特征痕迹　死者上身所穿深色蓝黑格子绒衣背部右侧钮扣表面见条形擦痕(图 1-9-4a、b)。

(3) 车辆特征痕迹　前保险杠距地高 23~35cm、距车右端 60-80cm 处见片状泥灰擦拭痕迹(图 1-9-4c)。


(a)


(b)



(c)

图 1-9-4　车辆及衣着痕迹

(a)—死者上衣(背面);(b)—上衣背面钮扣擦痕;(c)—轿车保险杠

(4) 生物力学分析　腰椎碎裂特点为:部位局限(仅 L4 椎体和 L5 横突)、程度重(椎体粉碎为多块并伴胸腹腔器官损伤)、方向性强(压缩性骨折不明显且骨折断端向腹腔突入,骨盆耻骨支最薄弱处断裂并向外侧分离)等,符合接触面小且暴力强大钝性外力作用于腰背部形成,衣着及车辆保险杠痕迹提示保险杠撞击可以形成。由于站立位时该部位相对保险杠位置太高,因而符合蹲踞状态下遭受撞击所致,这也与出租车司机反映的情况符合。

2. 碾压

(1) 右大腿 MSCT 阳性发现及尸体解剖对比见表 1-9-3 和图 1-9-5。

表 1-9-3　右大腿碾压伤的 MSCT 改变及与尸体解剖对比结果

部位	MSCT及三维重建	尸体解剖
右股骨	右股骨呈节段性骨折，骨折断端呈螺旋形。断端最宽处 17.5cm,最窄处 10.3cm	骨折形态与 CT 类似,断端最宽处 16.5cm,最窄处 8.5cm
软组织	无法明确	骨折处切开后周围肌肉出血



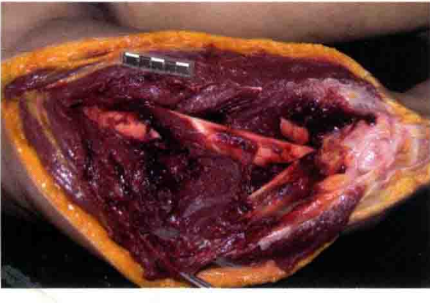


图 1-9-5　右股骨粉碎性骨折结果对比

（2）衣着特征痕迹　死者下身着蓝色牛仔裤，右裤管前外侧见条形擦痕，但未反映出碾压特征。

（3）车辆特征及痕迹　底盘右前部见片状泥灰擦拭痕迹，后轴右部见泥灰擦拭痕迹。

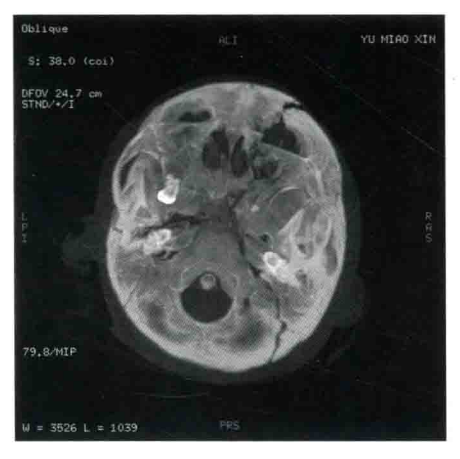
（4）生物力学分析　右股骨呈节段性骨折，断面呈楔形，符合有一定宽度钝性物体作用形成，其最宽处与嫌疑车辆轮胎宽度相似。骨折断端呈螺旋形，说明受力过程中发生一定程度的扭转，车轮碾压、搓挤等过程可以形成此种受力方式。结合车辆底盘擦拭痕和死者外裤右大腿处擦痕分析，死者被碰撞摔倒后右大腿遭车轮碾压可以成立。

3. 摔跌

（1）MSCT 阳性发现及尸体解剖对比结果　见表 1-9-4 和图 1-9-6。

表 1-9-4　头部摔跌伤的 MSCT 改变及尸体解剖对比结果

部位	MSCT及三维重建结果	尸体解剖结果
颅骨	骨折线起自额骨向下延伸纵贯颅底(MIP)	类似 CT
鼻骨	骨折	扪及疑似骨折
头皮下	局部头皮下肿胀	额部及枕部头皮下出血
皮肤	局部头皮不连续(挫裂创)	额面部大片状擦挫伤伴散在挫裂创



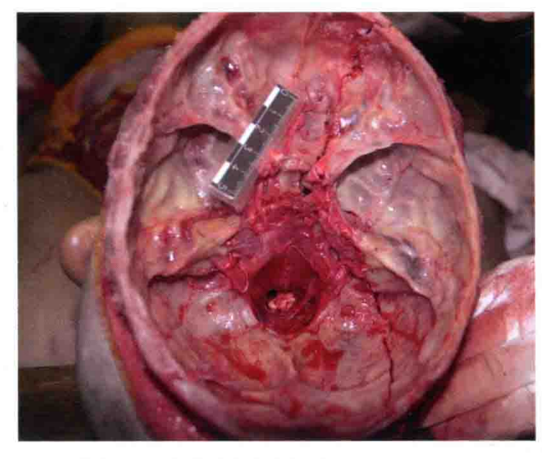


图 1-9-6　颅底骨折的 MSCT 改变及尸体解剖对比结果
(a)—虚拟解剖；(b)—尸体解剖

（2）生物力学分析　颅骨骨折纵贯颅底，未见凹陷性骨折，符合颅骨发生整体变形所致，骨折线的走向提示受力方向为矢状面方向。额面部大片状皮肤擦挫伤伴散在小挫裂创、鼻骨骨折，符合额面部与大而粗糙的钝性平面（如地面）接触形成。

由此分析，碰撞后摔倒并额面部着地可以形成该损伤。

4. 力学分析中 MSCT 所获取的信息价值

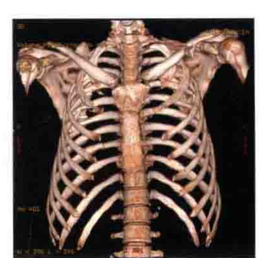
（1）骨折细节信息　死者全身骨折除颅骨、胸骨、锁骨、骨盆和股骨骨折影像结果与解剖结果无差别外，两者在肋骨和椎骨骨折方面获取的信息有一定差别。具体见表 1-9-5。

表 1-9-5　CT 与解剖所获取的肋骨、椎骨骨折信息比较

部位	部位	MSCT发现骨折数(处)	尸体解剖发现骨折数(处)
肋骨	右侧脊柱旁	2	1
	右侧腋后线	7	7
	右侧胸骨旁	2	2
	左侧脊柱旁	6	0[1)]
	左侧腋后线	7	7
	左侧胸骨旁	5	4[1)]
脊柱	横突	11	1[1)]
	椎体	1	1
	棘突	5	0[1)]

1）注：尸体解剖出现漏诊。

（2）形变特征信息　交通事故生物力学分析需对骨折的形变部位、断面特征及相对位置进行全面观察，通过与现场痕迹比对分析受力情况。MSCT 和三维重建可获取骨折的原位特征并可进行多方位旋转观察，更具分析优势（图 1-9-7）。



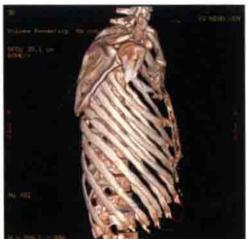



图 1-9-7　胸廓的多角度分析



第二章 基于多刚体技术的交通事故重建

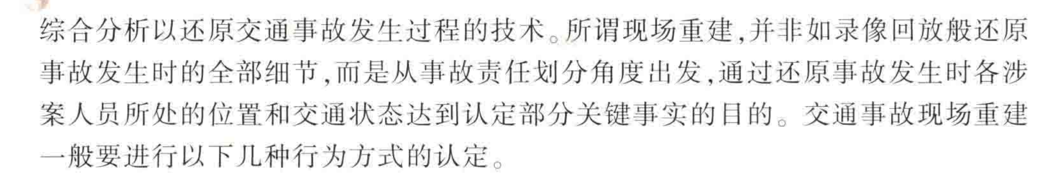
第一节　多刚体技术在交通事故重建中的应用策略

一、法医学道路交通事故鉴定

在过去的法医病理学实践中,道路交通事故仅占很小一部分内容,局限于碰撞伤、碾压伤或摔跌伤等简单致伤方式的判断。甚至在许多交通事故案件中,不经过法医的尸体检验,交通管理部门仅根据现场、痕迹等即可完成事故责任的认定。其原因除了交通事故损伤相对单一,技术上难度不高以外,也与我国交通工具种类及数量相对较少有关。近年来,随着经济的发展,我国居民的汽车保有量逐年增多,电动自行车、电动摩托车、燃油助力车、机动三轮车等交通工具种类繁多,加之安全教育相对滞后,行人安全意识淡薄,交通事故死伤人数也呈增多趋势。

交通事故伤有突发、意外、瞬时、暴力强大等特点,事故造成的损伤、形变、散落物的分布以及道路痕迹形态等有其自身的特征。造成交通事故的形态五花八门,因而人体损伤的方式也各有其特点,按照损伤形态一般包括碰撞、碾压、摔跌、刮擦和拖拉等,按照交通行为方式的不同,则又可以分为行人的损伤、车内人员的损伤(包括驾驶员损伤和乘客损伤)以及两轮、三轮类车辆人员的损伤。伴随交通事故密度的增多,交通伤的形态逐渐复杂化,方式逐渐多样化,肇事后逃逸、伪造现场、伪证等更增加了鉴定的难度。而司法实践中更细腻、更准确的责任划分的法律要求也使交通伤的鉴定逐渐上升为法医病理特别是面向社会服务司法鉴定工作的重点。事实上,因为车和人均处于运动状态,损伤过程迅速而又短暂,并且有多个环节参与,还受到车速、撞击部位、车内和车外人员的位置与状态、路面与设施等因素影响,这些都增加了交通事故分析的难度。

交通事故现场重建(reconstruction of traffic accidental scene)是指通过对交通事故现场勘查、人体损伤检验、各种碰擦痕的比对并结合现场监控、目击者证词等



综合分析以还原交通事故发生过程的技术。所谓现场重建，并非如录像回放般还原事故发生时的全部细节，而是从事故责任划分角度出发，通过还原事故发生时各涉案人员所处的位置和交通状态达到认定部分关键事实的目的。交通事故现场重建一般要进行以下几种行为方式的认定。

（一）汽车内人员的驾乘关系

车内人员的驾乘关系中心内容是驾驶员的认定，多见于车辆损毁严重时车内人员位置发生了变动，或事故致车内人员均被抛甩出车外；有时是由于现场急救时较混乱，急救人员未注意伤者的位置；偶有事故发生后驾驶员和乘客逃出车辆，或因为驾驶员酒后或无证驾车等原因发生主、副驾驶位置故意互换等。

驾驶员的认定最具特征性的是方向盘的损伤以及脚踏板损伤等，如果没有则也可根据驾驶舱形变、保险带损坏或车窗玻璃碎裂情况结合人体损伤综合判断。然而，由于汽车车速高，车辆发生碰撞的环境、条件复杂，车辆损毁状态严重程度不一，驾驶员和副驾驶损伤常常大致相似，实践中，驾驶员的认定常常存在一定难度。

（二）摩托车类两轮车上人员的司乘关系

摩托车特别是两轮摩托车(包括电动摩托车和一部分电动助力车)处于弱平衡状态下运行，由于车速一般较快，发生事故时车上司乘人员几乎均会发生飞出、抛甩等，因此大多是先把伤者送往医院，然后再分析事故责任。实践中摩托车多为无证车辆，司乘人员可能都没有驾驶证，酒后驾车现象比比皆是，加上车辆多未购买保险，常常使确定摩托车驾驶员工作处于案件处理的关键点，且由于事故责任人又要面临高额的赔偿费用，客观上使司乘关系认定工作必须慎之又慎。

摩托车驾驶员的认定多根据车辆形变情况和摩托车与其他车辆、道路障碍物撞击的部位，结合摩托车驾驶员下肢与油箱等部件接触形成的骑跨伤、双手握车把时造成手掌的钝挫伤等综合分析。由于上述损伤并不具唯一特征性，实践中常常要结合车上两人(或多人)的损伤分布对比进行。一般情况下，当摩托车碰到障碍物后车尾不翘起时，司机的损伤程度较乘员严重；但当车尾翘起时，乘员可能会越过驾驶员向前飞出，其结果是乘员的损伤较驾驶员严重。又由于道路情况复杂和主动避险等因素，摩托车可能存在斜行、滑行等多种运动方式，即便两类人员身体损伤有一定差异，有时依据经验作出的判定结果可能不一定符合法庭证据的要求。

（三）行人交通状态的认定

交通事故发生后，行人身体的损伤可能更为复杂，通常根据车辆外部构件的痕迹结合行人的损伤状况，认定行人身体是否有身体低下部位的车辆撞击伤、人体摔落至车辆上及地面上形成的摔跌伤、车轮或地盘碾压形成的碾压(挤压)伤以及被车辆推动、拖动形成拖擦伤等，有时与高温的发动机排气管接触的烫伤也具有一定

的诊断价值。

然而,实际上行人的交通方式更具复杂性。交通事故认定中甚至常会遇到行人处于奔跑、下蹲(道旁作业)或横卧(醉酒)状态,特殊的体位不仅影响事故的认定,也影响到事故责任的划分。即使有目击证人的存在,交通管理部门也常要求鉴定人从技术角度上予以确认,如果认定理由不足够充分,往往会造成纠纷。

（四）自行车骑行状态的认定

按照国家有关规定,自行车骑车人在通过机动车道、通过路口或撑伞状态下是应该下车推行的。如果违章骑行发生事故时,则往往需要鉴定事故发生时的交通行为方式。骑行方式的认定依赖于骑跨状态下自行车部件如鞍座、管梁、脚蹬等部件对下肢内侧造成的损伤,即骑跨伤。如果轿车类交通工具保险杆撞击骑车人的下肢时,造成的撞击伤部位较行人下肢的保险杠直撞伤位置要低一些,有时需要根据自行车脚蹬、鞍座的高度、自行车骑车人的坐高并结合肇事车辆的保险杠碰擦痕迹综合认定。

实践中的情况与理想状态下有所差异，有时由于自行车处于相对的弱平衡状态,轻微的刮碰即可造成严重的摔跌伤而致命。但无论是尸体检验、衣着检查还是车辆或道路痕迹勘验均难以掌握到足以下结论的证据。根据研究提示,骑跨伤仅限于小轿车类保险杠较低的车辆造成,大型巴士或卡车与骑自行车人碰撞时,出现骑跨伤的概率相对较小且不典型。

（五）车辆碾压人体的认定

法医实践中,经常会涉及多次碾压与生前死后碾压的认定,即尸体的损伤是一次碾压形成,还是多次碾压形成;是生前碾压,还是死后碾压,甚至极端情况下会要求判断两辆车碾压人体的先后次序,这对案件及事故性质、责任判定都非常重要。

多次碾压伤易形成多处严重损伤,肢体离断和组织挫碎比较明显,碾压痕迹方向零乱,人体组织常被带离或抛离尸体中心位置,尸体衣服、皮肤上往往留下两种以上的轮胎花纹印迹,具有用一次轮胎碾压难以解释的损伤特点。生前碾压与死后碾压主要以生活反应来区分，如生前碾压部位出血严重，死后碾压出血现象不明显。有了这些基本原则,实际检案过程中仍然有很大难度,具体为多次碾压如果时间间隔较短,或是第一次碾压后伤者仍处于生活状态,以及如果轮胎花纹等印痕不明显,则只能得到杂乱的全身多发伤,很难进行多次碾压的认定或排除。

二、多刚体分析技术在交通事故分析中的应用

交通事故致伤过程的分析是一个复杂的判定过程,除了对具有特征性的损伤、痕迹准确识别,完整复原以外,还对事故分析者的专业经验、知识和空间想像力有较高的要求。尽管如此,事故再现过程也仅仅停留于专家的判断推理,在对造成损

伤的碰撞生物力学分析及多次加载不同类型损伤与损伤程度及形变之间关系的区分,尚难进行客观量化地还原。如果有一种更为有效的技术手段,建立事故涉案人体及交通工具模型,通过力学分析手段对人体交通伤在时—空—力上进行整体重建,从受力—变形—损伤的角度对交通伤致伤方式及损伤机制进行模拟再现,则无论是在证据的科学性上还是在直观性、说服力上都有一个较大的突破。利用事故再现仿真假人模型和车辆模型,通过计算机现场模拟碰撞形式研究碰撞发生时人、车的受力状态,再现事故发生过程并计算不同时间点人体各部位的受力情况和运动状态,基本可实现对道路交通事故中人体损伤致伤方式的重建,并可以图像及动画的形式直观地再现损伤过程。

近年来,随着计算机软件和硬件的发展升级,利用其开发的数学模型再现事故形态逐渐成为一种新的试验方法,在人体损伤生物力学和汽车安全研究领域中发挥越来越重要的作用,例如,在对人体碰撞响应研究、碰撞事故分析、汽车防撞性研究、安全装置设计以及各种类型汽车碰撞事故的损伤风险评估等方面都取得了具有实用价值的研究成果。计算机仿真的优势在于仿真过程的快捷、方便以及可重复性,可以直接利用经检验正确的数学模型仿真得出的数据,从而减少采集人体生物样本实验的次数。利用数学模型还能计算出生物组织的某些物理量,比如应力、应变分布等,而这些数据是通常采用实验方法所难以获得的。

现阶段可以用于损伤生物力学研究的主流数学仿真模型有两种:一种是多刚体模型;另一种是有限元模型。多刚体方法的特点是模型简单、编程方便以及运算速度快,通过预测系统内模型的运动学响应、力和加速度等,完整再现事故过程中行人的运动和变形情况。有限元数学模型的精度高,可以考虑汽车与行人碰撞所产生的塑性变形,基于这种方法的事故再现能得到较高的精度。然而,有限元法建模的复杂性以及计算的耗时性,使得利用有限元法在事故再现研究中应用的面不广。目前多刚体方法中代表性的软件有 MADYMO,ADAMS,PC-Crash 等;有限元方法中代表性的软件有 LS-DYNA 等。

多刚体系统动力学方法是近 20 年来在经典刚体力学、分析力学和计算机技术基础上发展起来的力学分支。它以多刚体为研究对象,建立所研究系统的数值模型,对它们进行运动分析和动力分析。该方法的优点是模型简单、编程方便以及运算快捷,但是利用这种方法不能很好地体现出车身结构的变形特性,因此该方法在汽车碰撞仿真中通常用来对人体模型的碰撞响应进行分析。荷兰国家应用科学研究院、日本汽车研究所和瑞典查尔摩斯科技大学等研究出有各自特点的多刚体行人假人模型,国内的杨济匡开发出一个 50 百分位成年男性行人多刚体模型,并进行了尸体试验(postmortem human surrogate,PMHS)验证。清华大学的陆秋明和黄世霖以多体系统动力学方法为理论基础,开发了汽车碰撞人体运动响应三维模拟计算软件 MUL3D。哈尔滨工业大学的赵桂范和刘纪涛应用机械系统动力学分析软件 ADAMS,采用符合中国人体特征的参数建立了由 16 刚体组成的行人模型,人体主

要部位由简易弹簧阻尼运动关节连接,可对汽车与行人碰撞过程进行仿真分析。

应用多刚体动力学方法研究汽车、两轮类车辆以及行人碰撞动力学响应过程,特别是碰撞时行人的运动轨迹。通过分析与行人伤害部位相关的动力学响应参数包括速度、加速度、碰撞力以及行人头部损伤标准值(HIC)、胸部伤害指数(TTI)等,分析动力学响应参数与行人损伤部位及其伤情严重程度之间的内在联系，最终达到重建事故现场、分析事故责任的目的。

三、多刚体技术与法医交通事故重建

（一）基于运动轨迹的事故过程重现

交通事故现场所能获取的只有事故发生后各车辆、人员所处的位置，以及车辆、现场留下的碰撞、刮擦等痕迹特征。传统的做法是由现场勘验人员结合法医学尸(活)体检验,根据专家推断和想像,大致描绘出事故发生的过程。这种方式有较大的局限性:①判断过程只有大致方向和位置,较为模糊;②判断结果局限于口头描述,不利于转达或展示;③难以明确事故发生过程中不同瞬时位点人、车的相对位置。

通过多刚体建模，计算机仿真模拟技术可根据事故终止时刻人—车—道路位置关系,对事故碰撞过程及人体损伤方式进行再现。具体为:通过对事故车辆车体痕迹的检验,两车碰撞的角度和特征。再根据事故现场图所反映两车的位置,确定运行轨迹。依托高性能计算技术和求解软件(如 MADYMO),采取逐步缩小搜索范围的优化方法,车辆终末位置为优化目标量,反推两车碰撞前的行驶速度。通过多次迭代计算,以动态图形式再现事故发生的过程。这样形成的模拟结果直观、明白,可清晰观察车辆、人员运动的轨迹和方式,过程中人员与车体、地面等的接触顺序和大致接触部位,从而可与人体损伤、车辆形变位置等对比分析,加深对事故发生过程的认识。

（二）基于动力学响应过程的损伤形态分析

传统的交通事故现场分析主要通过痕迹比对来确认碰撞接触点，再通过一系列碰撞接触位置刻画事故形成过程,这对于那些过程简单、车辆唯一的事故来说判断并不困难。然而,当涉及车辆剧烈碰撞、严重形变以及人员发生抛出、翻滚或拖拉等情况下,许多损伤并不能够明确是否由某个形变点所致。事实上,有些事故人体被抛起后在空中体位变化复杂,有些损伤即使能够找到碰撞接触点,却很难想像事故发生时的体位变化。

计算机多刚体模型可以很好地解决这一问题。在模拟分析中,根据现场痕迹作为已知条件,如通过制动印痕可以计算出车速,印痕与事故车辆最终位置结合可知碰撞起始点和终点,通过车辆碰擦痕可以确定碰撞部位及车辆夹角,将这些已知条

件输入计算机后,可进行人体抛出虚拟试验。在已知条件的限制下,计算机可优化出最符合的碰撞方式,该方式最接近于真实情况。通过观察人体不同部位在事故过程中与车辆、地面、障碍物等的接触,分析比对人体损伤部位,而根据碰撞时的加速度,可大致分析损伤程度和形态。

(三)基于碰撞接触方式的位移状态还原

在车内人员较多的汽车碰撞事故中,车内人员如果没有系保险带,当碰撞剧烈或车身倾斜时随车体的摆动,车内人员的位置可发生偏离,甚至移位。当体位发生多方向变动时,甚至可在远离本人座位处因碰撞而留下毛发、血液、织物纤维等物证。如果不能对车内人员体位变动整体把握,则可能得出完全相反的结论。高速行驶的车辆在事故中可能有撞击、飞起、落地、倾斜等多种位置变化,车内人员则会随车体的运动过程而与不同部位的车内部件发生多次碰撞,这些都会增加人体损伤状况的复杂性,从而更难判断人体在车内的运动过程。

通过多刚体模型进行事故模拟时,可建立包括仪表盘、转向机构、座椅在内的小轿车多刚体模型,其几何、质量参数都可参照实际情况设置,假人模型则可采用标准多刚体假人并按尺寸缩放以满足乘员的实际体形特征。然后,根据碰撞接触点和事故车辆位置,应用冲量/动量方法建立车辆相撞的仿真模型。事故模拟过程中,可以观察到随着车辆位置的变动,车辆不同部位接触、碰擦过程中,车内人员身体随之自然摆动与车内不同部件多次碰撞的过程,了解、分析人体各部位损伤的形成顺序。如果事故导致车内人员位置发生变化,在模型中也可得以清晰反映。

(四)基于响应参数的人体伤害程度分析

对于一些逃逸事故,由于缺乏目击证人且时过境迁,肇事司机被抓获后往往避重就轻,或推卸责任,不承认受害人的损伤是由自己造成,此时需要一个有说服力的证据证明当时的碰撞方式下足以形成的损伤程度。而有些事故中,受害人前后遭受多辆车的碰撞,几次的碰撞程度不同,在责任划分过程中有时需要弄清受害人身体上的损伤分别由哪一辆车造成,还要明确哪一辆车造成受害人的伤为致命伤。这些要求都需要对伤害程度不仅要有一个量化的指标,而且还要与事故造成的冲击力相吻合。

多刚体仿真模型事故模拟过程中,可通过人体各部位随时间变化的加速度曲线对损伤进行数值分析,而各部位对加速度耐冲击性的数据可根据文献报道或通过实验方式得到。如将尸体头部落在刚性平面上,让颅骨产生线形骨折为界限从而得到相关曲线数据。研究发现,线形骨折与脑震荡发生几乎同等概率,但与脑挫伤关系不明确。1971 年由 Versace 提出了头部损伤标准(head injury criterion,HIC),被美国国家道路交通安全局采用为法规 FMVSS 208 的伤害标准。我国的强制性标准 CMVDR 294《关于正面碰撞乘员保护的设计规则》也采用了这一指标。除 HIC 等

参数以外，还有维也纳研究所标准(Vienna Institute index，VII)，有效位移指数(effective displacement index，EDI) 等用于评价头部损伤。当响应参数超过标准限度时，则必然造成受害人致命的损伤。通过计算各部位的响应参数，不仅可与其损伤程度相互对比印证，而且由于获取了各时间段损伤动力学响应结果，对于损伤形成机制研究也有很大的帮助。

第二节　交通事故多刚体仿真技术的原理与方法

一、交通事故计算机仿真的研究思路

交通事故计算机仿真模拟是根据人车停止位置、车辆变形、人体损伤等已知事故信息，推算另一部分未知信息的过程，属于逆动力学问题的范畴。计算机仿真事故再现分析是基于事故现场所遗留的种种迹证信息产生的，如路面特性、刹车痕迹、散落物、车辆的最终状态(如车辆结构特性、损坏程度、位移和滑行角度)、人体碰撞损伤产生等开始分析，根据相关理论方法、实验数据以及运动学和动力学模型逆向推算，即碰撞后阶段、碰撞阶段、碰撞前阶段，使整个事故的实际情况在时间和空间上得以重现。常见的交通事故再现方法是以车辆轨迹或变形作为优化的参考依据，通过动量/冲量方法或变形/能量方法进行碰撞事故再现。目前，已经有多款商业化软件支持该方法的实现，如MADYMO，PC-Crash，SMAC和CRASH等。

交通事故再现采用的方法根据计算顺序通常分为两种：一种是由事故后的状态反推事故前的状态，该方法称为反推法；另一种是通过假设事故前的一系列状态，然后模拟该假设条件下所对应的事故结果，再将该结果与实际事故结果相比较，把与实际结果最接近的假设作为事故前的真实状态，该方法称为正推法。在实际应用中一般将两种方法结合起来，首先采用前一种方法，利用计算机建立各种碰撞模型来推算碰撞初始速度，然后采用后一种方法，通过对事故现场进行分析，并结合专家经验对先前推算出的初始状态加以验证和反复比较，以得出最终的分析结果。

事故再现分析的基本过程一般包括：前处理——绘制事故现场图并将各种参数数据输入计算机；事故再现——利用模型的分析计算进行运动学和动力学再现；后处理——通过图示和动画仿真等给出最终的分析结果。具体操作思路是：建立包括车辆、人体和地面在内的多刚体仿真模型，应用多刚体动力学商用软件进行求解计算，通过动量守恒原理和回弹系数来模拟碰撞过程，根据速度、碰撞接触点及人车停止位置优化事故初始条件。然后，采用专用后处理软件分析结果。仿真包括从初始碰撞到人、车停止滑动的事故全过程，输出人体损伤以及抛距、接触位置等运动学结果。



二、多刚体动力学理论

多刚体动力学方法是通过刚体、无质量弹簧、阻尼和各种铰链等描述对系统动态响应。在交通事故分析应用方面，具有通用性强、可计算大位移运动及计算速度快等特点。可以分析计算由不同车型、各个位置和体型的人员、被碰撞物体等建立的数学模型。多刚体动力学是建立在以有限位移为基础，采用矩阵迭代算法，将刚体力学、分析力学以及计算机技术相结合的力学分支。与传统的动力学分析相比，其能更好更快地处理非线性问题，而且还可以分析大位移系统的运动。

单个刚体 i 相对其质心的运动方程为：

$$m_i\ddot{\vec{r}}_i = \vec{F}_i$$

$$J_i \cdot \vec{w}_i + \vec{w}_i \times J_i \cdot \vec{w}_i = \vec{T}$$

式中：m_i——刚体 i 的质量；r_i——刚体的质心加速度；J_i——刚体 i 相对于质心的惯性张量；$\vec{w}_i$——为角速度向量；$\vec{F}_i$——力的主矢；$\vec{T}_i$—为相对于质心的主矩。

多刚体动力学的基础是虚位移原理和达朗伯原理。虚位移原理引入虚位移和虚功的定义，给出处理刚体系统平衡问题最一般的解决方法，在静平衡系统中虚位移原理又称虚功原理：$\sum_y[(f_i-m_i)\cdot\delta r_y]=0$。而达朗伯原理则引入惯性力的概念，用解决静力平衡问题的方法来处理动力学问题，对于质量为 m_y、相对惯性坐标系原点矢量为 r_i的质点，$f_i+R+f_i'=0$，f_i为主动力，R 为约束反力，f_i'为达朗伯惯性力，$f_i'=-m_ir_i$。将虚位移原理和达朗伯原理结合，即可推导出刚体系统动力学普遍方程及拉格朗日方程，广泛应用于解决多刚体系统的动力学问题。

三、多刚体力学分析的主要软件

（一）MADYMO

MADYMO（mathematical dynamic model）多刚体动力学分析软件最初在 1975 年由荷兰应用科学研究组织（The Netherlands Organization For Applied Scientific Research，Nederlandse Organisatie voor Toegepast Natuurwetenschappelijk Onderzoek，TNO）的公路汽车研究学会完成。MADYMO 软件由二维版本和三维版本组成，两个版本有几乎相同的格式。MADYMO 到 1983 年形成了 3.0 版，到 1988 年形成了 4.2 版，附有六卷文献。目前，MADYMO 已发展到 6.2 版，并成功地将有限元融入多刚体系统分析中，成为了一个多刚体与有限元结合的数学模拟软件，主要用于汽车碰撞安全性研究，可以做乘员约束系统分析。MADYMO软件中有着全世界最好的机械假人的数学模型和欧洲人体模型项目最新开发的HUMO2的数学模型。

MADYMO是一个完美融合多体（MB）动力学计算功能和显式动态有限元（FE）计算功能的软件。在产品概念设计阶段，可以采用MADYMO中的MB方式进行快速有效的建模；在产品结构设计阶段，则可以采用FE方式进行细致的建模。MADYMO中还提供了对安全带和安全气囊的模拟。其工具软件中可以进行气囊的折叠，以及气囊充气罐的试验分析。在MADYMO较新版本的气囊模块中，提供了气流(gas flow)计算模式，使得气囊展开模拟过程更加接近实际，在乘员离位状态的展开模拟中具有重要意义。MADYMO致力于工程应用分析，是一个世界范围内的乘员安全分析标准。使用MADYMO，可以对乘员安全系统进行快速有效的设计和优化，并可以节约大量的资金。目前，MADYMO已被广泛应用于工业工程领域、设计部门、研究所和高校，其可靠性已经得到大量试验的证实。

MADYMO多刚体动力学仿真算法只支持由多个刚体和铰链连接起来的非闭环的树状结构系统。对于每个树状结构系统，MADYMO采用拉格朗日方法建立相应的运动方程，可用欧拉法或龙格—库塔法进行数值求解。MADYMO用椭球面或超椭球面来描述刚体的几何外形，通过设置接触特性描述刚体与刚体、刚体与有限元之间的相互接触作用。MADYMO的铰链类型包括自由铰、旋转铰、平移铰、球铰、万向铰、滑移铰、固接铰和用户自定义铰。每一种动力铰都对应着一个动力学约束模型，它定义了基于铰运动的摩擦、阻尼和弹性特性。每个铰还可以按用户的要求锁死或移动。另外，MADYMO还支持多种初始条件、载荷和约束功能，如初始速度、加速度场、Kelvin和Maxwell单元、力和力矩载荷、位移约束、加速度约束等。

在MADYMO中通过定义加速度场来对处于场内的刚体系统加载，可以对刚体进行选择性的定义加速度场。多刚体系统的刚体和刚体之间可定义力模型(force model)，如：安全带、安全气囊、弯曲—扭转约束(flexion-torsion restraint)、方向约束（cardan restraint）；也可以定义无质量的弹簧阻尼单元，如：Kelvin单元、Maxwell单元和点约束(point restraint)。MADYMO模型中均用椭圆(超椭圆)或椭球(超椭球)来判定接触，接触力的大小取决于椭圆(超椭圆)或椭球(超椭球)对一个平面的贯穿程度(即穿透多少)，由此可通过预先定义的加载、卸载曲线及迟滞模型来确定产生接触的非线性弹力、黏滞阻尼和摩擦力。在所建的数学模型中，连接相对转动刚体的铰接处有非线性扭转弹簧、黏滞阻尼和子摩擦，并可建立相应的约束系统如安全带。MADYMO中加入了多刚体系统与有限元模块之间的耦合，对于有限元部分和多刚体部分的运动方程，允许使用不同的时间积分方法。所有使用的积分方法是条件稳定的，所以对所采用的时间步长有所限制。多刚体系统与有限元模块的耦合可以结合多刚体计算速度快和有限元计算精度准确的优点，做到比使用有限元软件计算速度快，比使用纯多刚体软件计算精度高的特点。

MADYMO仿真求解器具备了有限元与多刚体系统耦合的计算能力。MADYMO的有限元计算采用显式有限元算法，能够仿真包括汽车碰撞在内的高速冲击、大变形、大位移的非线性瞬态问题。可用的单元类型包括杆单元、梁单元、膜单元、

壳单元和实体单元。材料库中除了有弹性、弹塑性和黏弹性等常规材料模型以外，还包括织物、泡沫、复合物和蜂窝材料等。

MADYMO的模型库提供了经过严格验证的机械式假人模型、生物力学人体模型以及可移动障碍壁模型。其中，生物力学人体模型包括不同体型尺寸行人假人模型。该假人为多刚体椭球面假人，能有效地模拟人车碰撞过程并评价碰撞中行人所受到的伤害，并且具有一定的可视化效果。MADYMO 行人假人可直接输出的人体损伤指标。此外，用户还可以灵活地设定输出任意刚体和铰链的受力信息和运动信息以及接触力信息，作为人体损伤分析的依据。软件还提供了专门的后处理软件 MADPost、优化工具 Optimizer、气囊折叠工具 Folder、假人缩放工具 Scaler 等辅助工具软件，从而极大地增强了 MADYMO 软件的通用性和可操作性。

（二）PC-Crash

PC-Crash 软件是应用动量/冲量法进行事故再现的典型软件，是奥地利的 Hermann Steffan 博士以 Kudlich-Slibar 模型为基础开发的软件系统。PC-Crash 软件是以运动学、动力学的原理，如速度、加速度关系式、牛顿定律、欧拉算式及动量守恒、能量守恒原理等为理论基础，建立多组物理和数学模型，以反映事故过程中事故诸元素的相对运动及相互作用状态和内在联系。同时，通过在事故现场中采集的各种物理参数在相应“顺序窗口”中的输入和校正，使得该起碰撞事故能在计算机上做碰撞模拟，最终可确定事故处理中所需要的诸如碰撞速度、碰撞前制动初速度及驾驶员的反应和操作情况等事故数据和资料。

PC-Crash 应用的碰撞模型属于动量模型。PC-Crash 除了可以对机动车-机动车、机动车-固定物等碰撞事故进行数字化重构外，还可以对机动车-行人、机动车-柱体和翻车等事故类型进行数值模拟计算，该软件可以同时模拟 32 辆车多次碰撞并进行完全的三维动画显示(图 2-2-1)。

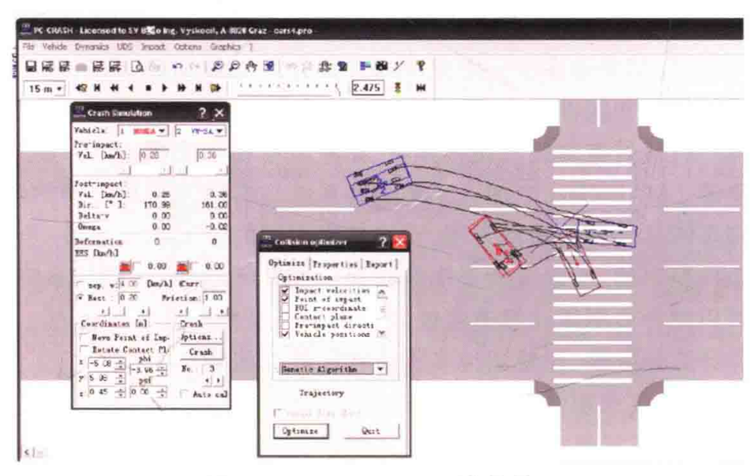


图 2-2-1 PC-Crash 制作软件

PC-Crash 通过优化计算的方式对事故过程进行数字化重构。首先由用户输入碰撞过程的摩擦系数、回弹系数等参数的估计值,然后以车辆停止位置或制动印迹为优化变量,可以将车辆通过的中间位置作为约束条件,通过反复迭代计算,不断修改输入的速度、角度的初始值,以及摩擦系数、回弹系数、碰撞中心位置、接触面角度等参数,直至优化目标与真实事故场景基本吻合,从而可以认为该状态下的车辆运动初始状态参数与真实事故情况是接近的(图 2-2-2)。

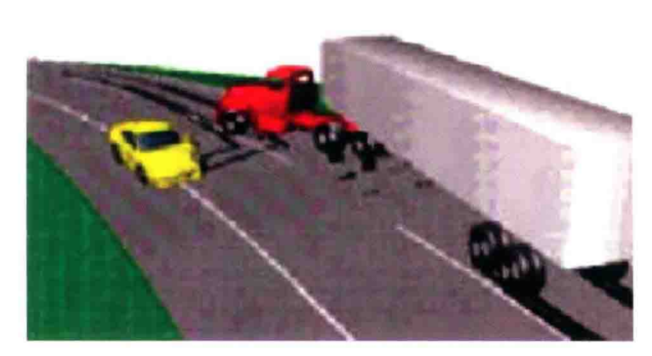


图 2-2-2　PC-Crash 三维实况显示界面

PC-Crash 系统的应用过程,大致可以分为以下几步:

1. 构制现场图　利用 PC-Sketch 构制出与实地相近的现场路面图形,并且将其输入到 PC-Crash 事故模拟分析中去。

2. 选车　可以从数据库中调出所需要的车辆图形及相应的参数,如果事故车是数据库内所没有的新产品,可重新写入存用。

3. 设定车辆的初始位置　将碰撞车辆摆在找出的碰撞点上。

4. 行驶状况写入　将碰撞前的各种行驶状况数据写入,以此可以确定相应的驾驶情况。

5. 碰撞模拟　通过调整碰撞速度、碰撞角度等,确定出碰撞发生的各种可能性,进行模拟碰撞实验,直至最终符合事故终了时车辆和行人的基本状态,得出所求的数据。

6. 输出结果　将模拟结果输出并打印成相应文件材料。

四、假人模型

多刚体假人模型的主要特征是采用集中质量代替人体的主要环节,通过动力学铰链实现各部分的连接。集中质量上附着描述人体几何外形的椭球面可以模拟人体与周围环境之间的相互作用。多刚体假人模型具有计算效率高及建模简单等优势。在一般的车—人碰撞事故分析中,通过多刚体假人模型就可以对碰撞中的基本参数进行分析,同时计算效率高也是选择该类型模型的主要原因。假人模型在系统坐标系的位置由人体铰链(human joint)来控制。人体行走姿态则由假人其他关

节的旋转、位移来确定。在建立假人模型时，确定了人体铰链在空间中的位置后，通过调节各铰链的旋转来确定正确的行走姿态。

例如，商业化发行的TNO行人假人被包含在多刚体动力学仿真软件MADYMO自带的假人库内，总共包括5个不同尺寸版本的假人，即50百分位男性、95百分位男性、5百分位女性、3岁儿童和6岁儿童，如图2-2-3所示。

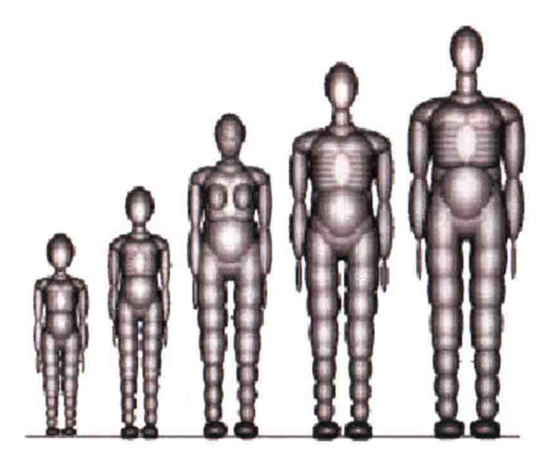


图2-2-3 TNO假人

以50百分位男性行人假人为例，该模型由52个刚体组成，刚体之间通过运动学铰链连接，用于模拟人体组织和关节的刚度特性。关节刚度特性主要参考已发表文献中的生物力学数据。为了模拟人体各部分之间以及人体与外部环境之间的相互接触作用，利用附着于刚体上的64个椭球面和2个平面来表示人体外表面，并对不同部位的刚体表面设置接触特性。TNO行人假人的人体体型参数来源于人机工程分析软件RAMSIS，符合欧美的人体体形特征。

五、伤害程度和损伤生物力学

行人损伤生物力学是损伤力学(或称为碰撞生物力学)的一个分支。简单来说，人体组织在人车碰撞过程中所包含的有关力学问题就称为行人损伤生物力学。通常，它的研究内容包括：了解行人事故中的损伤类别、损伤机制、不同载荷条件下人体各组织和器官的响应和人体耐受极限，建立生物力学试验用的仿生机械假人和数字假人模型，提出用于降低人体受伤程度的防护方法。根据损伤生物力学中载荷—损伤模型理论，可以将人车碰撞过程简要描述为：当事故发生时，外部载荷(惯性力和接触力)通过各种方式传递到人体上，人体对此载荷作出适当的生物力学响应，当载荷超过人体的耐受极限时，将按照相应的损伤机制引发人体损伤。在物理试验或仿真试验中，人体承受的载荷往往以损伤指标的形式表示。由上述描述可知，损伤机制、损伤指标和人体耐受度的研究是预测和评价行人损伤的关键。其中，损伤机制主要用于预测在给定的事故环境下可能的损伤形式和致伤原因，损伤指标和人体耐受度用于评

价损伤或载荷严重程度。对于人车碰撞事故再现,行人损伤的引入将为事故再现提供更多参考依据,为事故鉴定提供多种可能的途径;另一方面,行人损伤也是行人建模所关注的重要内容,假人最初的设计目标就是评价人体损伤。

（一）损伤机制

在人车碰撞事故中,行人可能受到的损伤可以分为两类,即原发性损伤和继发性损伤。其中,原发性损伤也称作第一次损伤,是车辆第一次碰撞或碾压人体造成的损伤,如直撞伤、伸展创、碾压伤等。继发性损伤又可称为第二次损伤,是人体被撞后身体与地面或其他物体相碰撞、擦划造成的损伤,如摔跌伤、拖擦伤等。在真实事故中,不同的致伤机制将会伴随产生特定类型的行人损伤。通常,按车型进行分类,可以将行人的致伤机制概括为以下两类:

1. 行人与长头小客车相撞:当行人与长头小客车相撞时,可形成所谓的碰撞三联伤:首次碰撞伤由车前保险杠撞击人体的腿部,或发动机罩的前端撞击腰部或臀部所造成;抛举性碰撞伤的形成是因为人体受撞击部位低于人体重心位置,导致人体发生翻转,身体被抛举腾空,落下撞击到发动机罩上,造成躯干部的第二次碰撞性挫擦伤;滑动性碰撞伤是由于车辆向前行驶的动能与人体后移惯性力的作用,导致人体在发动机罩上滑动,使人体头部、肩部与车辆前挡风玻璃相撞。

在真实事故中,不同的致伤机制将会伴随产生特定类型的行人损伤。通常,按车型进行分类,可以将行人的致伤机制概括为以下两类:当行人与长头小客车相撞时,可形成所谓的碰撞三联伤:首次碰撞伤由车前保险杠撞击人体的腿部,或发动机罩的前端撞击腰部或臀部所造成;抛举性碰撞伤的形成是因为人体受撞击部位低于人体重心位置,导致人体发生翻转,身体被抛举腾空,落下撞击到发动机罩上,造成躯干部的第二次碰撞性挫擦伤;滑动性碰撞伤是由于车辆向前行驶的动能与人体后移惯性力的作用,导致人体在发动机罩上滑动,使人体头部、肩部与车辆前挡风玻璃相撞。

2. 行人与平头的卡车或大客车相撞:当行人与平头的卡车或大客车相撞时,因人体受冲撞部位高于重心,平行和向前的旋转运动使行人头部远离车身向前摔倒。由于接触面积广,巨大的冲击能量可以较充分地传递给人体,易造成外伤不明显而内伤却十分严重的撞击伤。另外,强大的冲击力将人体平推抛出,会造成严重的摔跌伤,随之发生拖擦和碾压。

在人车碰撞事故中,头部和下肢是最多见的损伤部位,其次是上肢和胸部。其中,头部伤是常见的致命伤。

行人头部损伤通常是由于头部与汽车发动机罩或挡风玻璃发生碰撞后造成,损伤的表现形式有头皮损伤、颅骨骨折和颅脑损伤。头皮损伤表现为头顶部和后枕部的椭圆形挫伤或皮下出血,有时也会伴有多处因挡风玻璃破裂口刺伤所致的微小挫裂创。颅骨骨折包括开放性性骨折、闭合性骨折。其中,行人颅骨开放性骨折常常是由于车轮重压或车体猛烈撞击后引起,表现为颅骨片状粉碎、头颅变形、头皮

开裂、脑组织外溢等现象。颅骨闭合性骨折常常是由于行人受到直接碰撞或跌扑造成,这种骨折多数表现为裂纹或线状骨折,常伴有皮下溢血或血肿。闭合性颅骨骨折除会在着力部位产生外,还经常在着力部位的对侧形成对冲伤。例如,颅底骨折多由间接暴力所致。颅脑损伤包括脑挫伤、脑震荡、颅内出血和血肿。

行人胸部损伤主要是由胸部与车头发动机罩撞击形成,表现为皮肤的擦挫伤和内脏器官损伤。直接撞击胸部引起的胸廓压缩会导致多发性肋骨骨折,断骨向内刺破内脏和血管,引起血胸。由于胸部的黏弹性,高速冲击在较小的压缩变形下产生的压力波也会引起心脏震荡和肺挫伤。特别是当胸部受压时,肺内压力突然升高,使肺组织产生挫伤,引起肺水肿及出血。

行人下肢损伤主要是由于下肢与汽车保险杠或发动机罩前缘发生碰撞后造成,其表现形式包括骨折、韧带撕裂、肌腱损伤等。对于下肢各部位而言,由于在事故中接触的部位不同,导致其受伤形式各不相同:膝部的侧向弯曲和剪切变形会引起膝关节骨折和韧带撕裂;小腿的损伤机制是过大的切应力、轴向力和弯折力矩引起的胫骨、腓骨骨折;大腿内侧—外侧方向的弯折是引起股骨骨折的主要原因,特别是下肢损伤还会符合承重腿损伤的特征,即承重腿往往出现骨折,而非承重腿多呈现软组织的挫伤或裂创。

(二)损伤标准与耐受极限

损伤标准(injury criterion)是通过一些物理参数或函数定义来表示,用于反映引起某一程度损伤发生时的损伤生物力学因素。这些物理参数包括加速度、速度、受力、位移、变形量等,通常都是试验中可测的人体动态响应。人体的各部位都有各自的损伤标准,而且不同的加载方式所需要考察的损伤标准也不相同。

为了量化人体损伤的严重程度以配合损伤标准的使用,通常会根据医院诊断结果或法医鉴定报告对损伤严重程度进行等级划分。在此过程中,借助一些损伤评定标准,如简易损伤定级标准(abbreviated injury scale,AIS)。AIS 是美国汽车医学协会(AAAM)制订的一个解剖学尺度的损伤定级标准。最新的 AIS-90 版的定级标准将全身划分为九个区,按照伤情对生命威胁的大小,将每个器官的每一处损伤评为1~6分。

耐受极限(tolerance limit)是指导致某种类型损伤发生或使某种损伤标准值达到阈值时的载荷大小。耐受极限的制定总是针对某一损伤准则以及相关的人体部位和加载形式。例如,以侧向加速度作为损伤标准,衡量男性小腿的损伤程度。认为加速度峰值超过 150g 时,小腿有 40%的可能发生 AIS 2 以上程度的损伤,即骨折以上严重程度的损伤。不同年龄、不同性别甚至不同个体之间对于某一类型的损伤耐受极限的差别是很大的,一般只能通过分类统计的方法进行试验来确定。

(三)碰撞事故再现的损伤标准及相关耐受极限。

1. 头部损伤指标和耐受极限　韦恩州耐受曲线(Wayne *state* tolerance curve,

WSTC)，由美国韦恩州立大学的Lissner等于1960年提出，其后由Gurdjian和Patrick等追加数据，如图2-2-4所示。这条曲线是通过将尸体的头部落到刚性平面上，以颅骨产生线状骨折为极限得到的。该曲线表明头部损伤不仅与冲击载荷的大小有关，而且还受到加速度作用时间的影响。

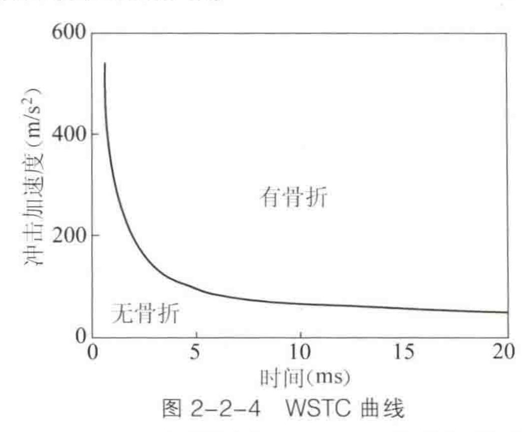


图 2-2-4　WSTC 曲线

HIC(head injury criterion)头部损伤标准是目前使用最广泛的头部损伤标准，它是以 WSTC 为基础改进而来的，其计算公式如下：

$$HIC=\max\left[\left(\frac{1}{t_2-t_1}\int_{t_1}^{t_2}a_{Head}dt\right)^{2.5}(t_2-t_1)\right]$$

式中：t_1 为加速度作用中的任意时间，t_2 为相对于 t_1 HIC 达到最大的时间，a_{Head} 为头部中心的合成加速度。目前，通常将 HIC=1000 作为头部冲击损伤的安全界限，美国联邦机动车安全标准(FMVSS 208)和欧盟的行人安全性法规 DIRECTIVE 2003/102/EC 等都采用这一安全界限作为评价汽车安全措施的依据。另外，为了详细评估头部损伤，还可以将 HIC 结合 AIS 进行分等级的评定，如表 2-2-1 所示。

表 2-2-1　50 百分位男性假人头部损伤等级评定表

损伤预测器	25%损伤概率			50%损伤概率		
	AIS 2+	*AIS* 3+	*AIS* 4+	*AIS* 2+	*AIS* 3+	*AIS* 4+
HIC36	600	950	1400	1050	1680	2113
标准误差	482~745	744~1212	1122~1747	896~1231	1410~1930	1796~2465

2. 胸部损伤指标和耐受极限　评价侧面碰撞下胸部损伤的常用指标有胸部损伤指标 *TTI*、平均胸椎加速度(*ASA*)和胸部黏性指标(VC)。胸部损伤指标(thoracic trauma index) 主要用于预测胸部在受到侧向刚性冲击时的损伤。它是由 Eppinger

等于 1984 年前后提出，是一个基于胸部侧向加速度测量值的损伤指标，其计算公式如下：

$$TTI = 1.4 \times Age + 0.5 \times (Riby + T_{12}y) \times Mass/Mass50$$

式中：*Riby* 为撞击侧的第 4 根肋骨的侧向加速度峰值，$T_{12}y$ 为第 12 节胸椎的侧向加速度峰值，*Mass* 为试验人体对象的人体质量，*Mass*50 为 50 百分位假人质量，*Age* 为试验人体对象的年龄。

通过尸体试验（postmortem human subjects，PMHS），Morgan 等总结出了 50 百分位假人的 *TTI* 值与 *AIS* 之间的关系，如表 2-2-2 所示。

表 2-2-2　不同胸部损伤时的 *TTI* 值

损伤程度	*TTI*(G's)	
	25%损伤概率	50%损伤概率
AIS 3+	110	130
AIS 4+	150	168
AIS 5+	223	265

平均脊柱加速度（average spine acceleration，ASA）由 Cavanaugh 等于 1993 年提出，主要包括 *ASA*10、*ASA*15 和 *ASA*20。其中，*ASA*20 被认为最能反映人体的真实受伤情况。*ASA*20 定义为 T_{12} 胸椎达到 20%和 80%最大侧向速度时刻点之间的速度变化曲线的平均斜率。*ASA*20 与胸部 *AIS* 之间关系如表 2-2-3 所示。

表 2-2-3　不同胸部损伤时的 *ASA*20 值

损伤程度	*ASA*20(G's)	
	25%损伤概率	50%损伤概率
AIS 3+	23	46
AIS 4+	58	76

胸部黏性指标（viscous criterion，VC）是胸部黏性响应的最大值，主要用于反映由于胸部变形速度引起的内脏损伤，它是胸部变形速度与变形量之间的乘积：

$$VC=SF\cdot\max\left(\frac{dD(t)}{dt}\quad\frac{D(t)}{SZ}\right)$$

式中：$D(t)$ 为胸部变形量，*SZ* 为胸宽的一半，*SF* 是与人体尺寸相关的缩放系数。*max* 是胸部最大压缩量，是碰撞过程中胸部变形的最大值，主要用于反映由于

胸部变形挤压引起的损伤。通过 PMHS 和假人试验比较，认为 *VC* 值达到 1m/s 时，有可能发生 *AIS*4 或 *AIS*5 的胸部损伤。

3. 下肢损伤指标和耐受极限　下肢承受的弯曲力矩和切应力通常被作为评定下肢长骨是否骨折的损伤指标。针对 50 百分位男性，根据试验结果得出了 50%可能性发生骨折的人体耐受极限，如表 2-2-4 所示。

表 2-2-4　下肢骨折的损伤指标及其耐受极限

部位	弯曲力矩(N·m)	切应力(N)
大腿	430	6300
小腿	285	4000

膝关节韧带撕裂和拉伤是由于膝关节内部受到剪切、弯曲、旋转等共同作用引起的。欧洲车辆安全促进委员会（European Enhanced Vehicle-safety Committee，EEVC）以最大侧向弯曲角和最大侧向剪切位移作为评价行人膝关节损伤的标准，认为要造成 *AIS* 2 的膝关节损伤需要大于 15°的弯曲角或大于 6mm 的剪切位移。

第三节　法医学交通事故重建技术

一、概述

法医就损伤比较来判定汽车碰撞时乘员行为方式（谁是驾驶员）常由于资料所限难以得出明确的结论，借助计算机仿真模拟汽车碰撞过程及乘员运动，可以较直观地再现事发时车辆、乘员的运动状态，从而辅助法医对当事人行为及致伤方式分析，最终为法庭提供令人信服的证据。

计算机仿真过程必须与实际情况相吻合，再完美的仿真过程，如果与真实事故有较大的出入，则只不过是毫无价值的动画玩具而已。对于特定类型的交通事故，如乘员交通伤，乘员运动参数包括乘员最终的抛落位置、碰撞过程中的乘员运动形态，以及因这种运动引起的乘员损伤也是事故再现的重要依据。通过法医学检验和车辆痕迹鉴定分析乘员损伤成因、运动过程、车辆撞击点位置及变形方向等，找准上述参数是进行事故再现的前提条件，决定了碰撞再现的整个过程。

交通事故的计算机模拟主要解决的问题是碰撞事故的动力学过程和细节的观察。由于道路情况非常复杂，在同样条件下，同样两辆车可因速度、方向、碰撞夹角等条件的不同而产生无数个形态各异的碰撞结果。而计算机模拟的最终结果必须以符合现实情况为前提，所以详细的现场勘查、人体体表痕迹的检查以及车辆刮擦痕迹勘验至关重要。通过全面的信息收集，辅以准确的推断，可以刻画出事故过程

的一些关键特征。正因为有了这些特征的限制,才能使事故的计算机模拟过程由复杂多样性向单一性靠近,最终达到尽量准确再现事故过程的目的。

交通事故的再现研究通常采用的方法,一种是根据事故最终状态反推事故初始状态,称为分析法;另一种是根据实际经验对事故前的一系列状态进行假设,然后在该假设前提下对相应的事故结果进行模拟,比较事故的实际结果与模拟结果,最后取用与实际事故结果最相近的假设为事故初始状态的方法,称为模拟法。但近年来,公认最合理的方法是两者的结合,即首先利用计算机进行事故再现模拟,从而推算事故发生的初始状态。在分析事故现场情况,并且结合实际经验,验证推算出初始状态,这样反复多次,最终得出最优模拟结果。

因此,尽可能多的对事故已知条件的观察和测量,再将其作为限制条件输入计算机,是交通事故计算机仿真的先决条件。事实上,上述参数的收集过程也是对事故过程的初步判断过程,不仅需要规范、程序化的测量,还需要专业的知识和丰富的经验。

二、现场、车辆和人体的痕迹特征

(一)轮胎印痕

1. 基本形态　当交通事故发生时,车轮轮胎相对于地面作滚动、滑移等运动时可在地面上留下相应的印迹,仔细检查、辨认并测量这些痕迹,对于认定事故过程并进行下一步的计算机仿真模拟有很大的帮助。一般车辆在地面上留下的痕迹包括以下几种:

(1) 滚印　车轮轮胎相对于地面作纯滚动运动时,留在地面上的痕迹,滚印可显示出轮胎的胎面花纹。其特征是在车辆的行进方向上留下轮胎面花纹,花纹的宽度、花纹间的间隔等特征与轮胎面上的基本一致。

(2) 压印　车轮轮胎受制动力作用,沿行进方向相对于地面作滚动、滑移的复合运动时,留在地面上的痕迹。其特征是在车辆行进方向留有轮胎面花纹,但花纹痕迹有所延长,相邻花纹可能会叠加。

(3) 拖印　车轮轮胎受到的制动力较大,致使轮胎滚动过程完全受限,轮胎则沿行进方向相对于地面仅作滑移运动,此时留在地面上的痕迹表现为拖印。拖印的特征为带状,不显示胎面花纹形状,其宽度、距离大致分别与轮胎的宽度、两轮间的距离相等。拖印更有实用意义,因为该印痕可以作为认定制动起始点的依据,拖印的长度可以用来计算车辆制动前的车速。

(4) 侧滑印　车轮轮胎在车速、车辆装载、制动系、轮胎及道路等因素的影响下,因受制动力的作用,偏离原行进方向,相对于地面作斜向滑移运动,留在地面上的痕迹。其特征为印迹宽度一般大于轮胎胎面宽度,不显示轮胎花纹。侧滑印的意义类似于拖印,通过侧滑印与车辆轮胎摩擦印痕对比可以明确车辆运动方向和运

动中的倾斜程度。

2. 轮印特征与车辆行进方向判断

(1) 路面车轮印痕花纹和方向特征　当路面上车轮印痕清晰时，将印痕特征与肇事车辆车轮胎面花纹比对，不难判断行进方向；当车轮因制动而发生拖擦、侧滑时，可根据滑动方向来判断车辆行进方向。地面轮胎花纹的印迹是车轮轮胎的反映，不同的轮胎花纹种类、花纹形状、轮胎宽度、周长、规格，在地面痕迹上反映也是不一致的。利用这一特点，可进行痕迹推断车辆种类、车型和行驶方向。当轮胎为人字和八字形花纹时，花纹展开方向为车行进方向；轮胎侧面尘土呈扇形，扇形展开面背向为行进方向；车辆压过树枝、杂草时，其末端指示行进方向。

(2) 花纹变化和周围痕迹特征　值得注意的是，在车辆行进过程中发生碰撞事故时，其轮胎印迹可发生变化。例如：轮胎印迹在行进过程中出现突变点、印痕出现中断、停止或突然变向转弯，而这恰恰反映出此处变化可能是车辆发生碰撞事故的地点。当轮胎印痕呈间断的连续痕迹时，则可能是碰撞过程中发生轮胎跳动的结果。

(3) 路面其他痕迹　根据路面痕迹与人体倒卧位置的关系判断车辆行进方向，例如：轮胎拖印和尸体的关系，或者血泊的形成及有无车轮从血迹上压过的痕迹。与交通事故有关的地面散落物，例如：油漆片、玻璃碎片、人体物质和衣物等。地面上遗留物和附着物，例如：轮胎印上的橡胶颗粒、地面沾污的各种油类等。

（二）车体痕迹特征

车体痕迹是指车辆在交通事故中与其他车辆、人体、物体相互接触、沾污、遗留和造成车辆上的印迹和形状变化的痕迹。

1. 车辆外部受力部位　车体撞击痕迹主要是车辆受力部位和接触部位，由于碰撞而形成的变形痕迹，如保险杠、窗玻璃碎裂痕迹，车灯破坏痕迹，油漆脱落部位的痕迹等。

2. 黏附物　例如毛发、血液和人体其他物质车体刮挂的各种织物纤维等。这些物证常需要通过 DNA 检查及微量物证检测等技术配合。

3. 车辆内部部件损坏、断裂和变形的痕迹　汽车碰撞时，车内相对静止的人体因惯性向前和反弹向后的运动，与其乘坐席位周围物件发生撞击，撞击后的人体可摔跌在车内或车外，随后可被车内物品、车体或车内变形的部件砸压和挤压，其中，与车内相应部位物体撞击形成的损伤，是法医判断事故发生时乘员车内位置(驾驶员、副驾驶位乘员和后排乘员)的主要指征。

4. 其他痕迹　是指与交通事故有关道路设施，如护栏、桥栏、树木上面的碰撞、刮擦等痕迹。

（三）人体衣着的体表痕迹

人体衣着的体表痕迹是指人员在交通事故中与车辆、道路、物体接触，留在伤



亡人员体表和衣着上的印迹和损伤痕以及相关人员在车辆内遗留的指纹和足迹。

三、人员损伤形态与交通行为方式判断

（一）车内乘员的运动及致伤过程

由于驾驶室空间较小、部件多,前有挡风玻璃、方向盘和各种仪表盘,下有油门、制动及离合器踏板,左有车门,后有靠背座席,右有变速器操纵杆等,一旦发生事故,上述各部件都能成为造成驾驶员损伤的致伤物,可造成包括挡风玻璃或玻璃框碰撞伤、挥鞭样损伤、方向盘损伤、四肢反射性损伤、安全带损伤等。

1. 驾驶员损伤　驾驶员的损伤主要是由驾驶室内部构件造成,包括头面部的挡风玻璃损伤,胸部的方向盘挤压伤,肩胸部的安全带损伤,双上肢前臂的钝挫性骨折,双下肢的仪表盘架损伤,承重腿的脚踏板损伤及胫腓骨的扭转性骨折,右侧鞋底的刹车踏板印痕等。

2. 副驾驶位乘员损伤　与驾驶员类似,但不形成方向盘挤压伤或与车辆内部离合器、刹车和油门踏板等部件碰擦形成的损伤,损伤以头面部多见。碰撞瞬间,由于副驾驶位前方没有方向盘阻挡,副驾驶位乘员头面部撞击挡风玻璃及其框架的机会比驾驶员多,损伤更严重,上肢前臂和手的损伤更为多见和严重,甚至可从破碎的挡风玻璃处被抛出车体。

3. 后排乘员的损伤　后排乘员多损伤四肢,且下肢多于上肢,特别是下肢的大腿外展性损伤,其次是头面部与前一排座位靠背的碰撞伤,再其次是胸、颈、躯干部的损伤。值得注意的是,由于后排乘客多不系安全带,事故发生时可从座椅间隙飞至前排座位。其损伤表现为:

(1) 前额和下颌部与前方座位靠背碰撞,造成相应的擦伤、挫伤及挫裂创,颅骨、下颅骨的骨折以及脑挫伤。

(2) 双腿分腿式损伤造成膝关节骨折、脱臼和关节损伤,也可发生股骨颈骨折、骨盆分离。

(3) 挫裂创与肢体离断,多见于撞击力量巨大、车辆变形时形成,具有钝器伤特点。撞裂伤呈现较大的条状巨大裂伤,创缘不甚光滑,有组织撕裂现象,创缘处可有较窄的表皮剥脱;骨折多呈粉碎性,骨折线不整齐;肢体离断的断面参差不齐,断缘不整,皮肤创缘也有明显的撕裂痕。

(4) 挥鞭样损伤相对较多。

(5) 其他损伤:站立位乘员头部与车顶碰撞可造成颅底骨折,脑出血;乘员被抛起后猛烈跌落,形成腰椎脱位、骨折导致截瘫,甚至颅底和大脑的损伤。

（二）两轮类车辆上人员的损伤

1. 摩托车

(1) 驾驶员的损伤　首先判定哪些伤是由摩托车部件形成的特异性损伤,哪些损伤是由机动车碰撞、碾压,刮挂、跌倒摔伤等非特异性损伤。特异性损伤和致伤物(摩托车部件)认定较为明确,而非特异性损伤情况比较复杂,特别是在事故发生前瞬间,车把方向偏离,驾驶员突然跳下或及时侧滑扑倒,其损伤是多种多样的,在损伤判定时,要注意摩托车驾驶员衣服的破损痕迹,损伤性质是刮挂、撕裂还是张力性破裂;损伤部位和损伤处附着物等。

1) 骑跨伤:主要是油箱和车座造成驾驶员会阴部、大腿内侧的损伤。裤子在裤裆和两裤腿根部撕裂绽开,一般呈十字形,其上蹭有油类和油漆片。会阴部、阴茎、阴囊及大腿内侧严重擦伤,甚至撕裂,出血明显严重者可致耻骨支骨折,还可伤及膀胱、尿道或阴道,造成挫裂伤或裂伤。摩托车油箱可发现凹凸变形和擦痕,局部油漆脱落。

2) 皮肤车把印迹或后视镜边缘印痕:车把、后视镜与胸部、上肢碰撞,可形成皮肤车把印迹或后视镜边缘印痕,表现为表皮剥脱和皮下出血,深部骨骼损伤多为局限性骨折。

车把与胸部碰撞,皮肤处可形成车把印迹,表现出表皮剥脱和皮下出血,肋骨局限骨折。车把与下颌、肩部碰撞时可造成下颌骨骨折和锁骨骨折。车把与下肢碰撞可造成髌骨骨折和胫骨骨折,其特点骨折都是单个部位骨折。

3) 挡风罩切颈损伤:带有挡风罩的摩托车,可发生切颈损伤,即驾驶员颈部猛撞在挡风罩边缘上、造成头颈从下颏至耳后经第一颈椎处离断,断端不整齐。

(2) 摩托车乘员损伤　由于有前方驾驶员的阻挡,摩托车乘员通常不发生上述特异性撞击损伤,但事故发生时如有较大的侧向离心力作用,乘员下肢内侧区域与座位等部件相互作用可出现软组织挫伤或挫擦伤。

1) 非特异损伤:在非特异性损伤中,摩托车驾驶员更多的因向前抛出而发生撞击性损伤,摩托车乘员多发生摔跌伤和碾压伤。摩托车事故造成抛掷性摔跌伤,因抛掷力大,常在地面上滑移较长距离,擦伤明显。摔跌时以头顶部和额面部先着地的情况较为多见,形成头皮或面部皮肤的擦伤、挫伤和挫裂伤,严重时颅骨骨折、脑挫伤,随后着地的身体其他部位可造成诸如肝、脾、肺、肾等器官的破裂出血。有头盔面罩保护时,头皮和额面不易发生损伤,但可发生颈椎骨折、脱位和出血。

2) 特异性损伤:系由摩托车部件擦撞驾驶员身体或处于特定体位而造成的具有识别意义的损伤。最常见的损伤是①抛摔伤:指摩托车驾驶员从车体向前抛出所致的损伤。驾驶员离开摩托车被抛出后,造成摔伤。一种是头部先着地,继之肩和躯干部着地摔伤,主要造成枕部头皮挫伤和肩背部擦伤,易形成颅底骨折(颅后窝者多)、脑挫裂伤、肺和肾脏震裂伤,内部器官出血明显。二是头面部着地继之胸腹和四肢落地,这类损伤较多见,表现为面部大片擦伤,有时形成小挫裂创,可造成颅前窝、颅中窝骨折、脑挫裂伤以及肝脾破裂和肠系膜破裂出血。②碰撞伤:头部碰撞伤多为颅骨粉碎性骨折,一般闭合性严重脑挫裂伤多;胸部碰撞伤,皮肤可呈纵行的

条、斑状表皮剥脱和皮下出血,肋骨骨折严重,易发生帘状骨折,心、肺破裂,胸廓明显凹陷变形。

2. 自行车伤　可分为骑行被撞与推行被撞两种。

(1) 骑行被撞　最多见的情况是自行车横穿马路或由支路进入主干道,多发生在交叉路口,为事故总数的45%~77%;其次为汽车与同向行驶的自行车相撞,约占事故总数的36%,多发生在道路狭窄地段,碾压是造成死亡的主要原因;汽车与逆向而行的自行车相撞,约占事故总数的17%,多因占道行驶、刹车失控、骑车人被撞击后抛出自行车,多因摔跌伤而死亡。

1) 自行车本身对人体的损伤:主要包括脚蹬、飞轮、链条对小腿下端、内踝及足内侧软组织的挫伤;自行车横梁在大腿内侧常形成擦伤、肌肉离断或股骨骨折;自行车车把及相关部件在人体上、下肢形成相应的擦伤、挫伤及花纹印痕;车座在会阴部形成阴囊和肛门周围的擦伤和挫伤;车轮辐条绞挤后座乘员足背,形成撕裂伤(laceration)及皮肉撕脱性损伤。这类事故中,机动车接触部位可能留下刮擦碰撞的痕迹,被碾压的自行车变形,擦刮部位往往留有机动车的油漆擦痕或颜色,地面会留有车胎或车轴等擦划的印痕。在骑行被撞中,骑车者因抛落和摔跌,人与自行车分离较远。

2) 骑车人的损伤:根据撞击角度和方向不同存在差别。后方撞击,损伤多发生在头项枕部、肩背部、上肢,极少发生在下肢;侧方撞击,以下肢、头部和上肢多见,下肢表现为双小腿外侧中下段骨折或踝关节骨折、脱位。损伤的高度位置与脚踏板的离地高度有关。撞击后还可造成摔跌伤,常发生在直接撞伤的对侧,表现为严重的颅脑损伤、四肢骨折,全身广泛挫擦伤。同时在会阴部、股内侧及内踝部出现挫擦伤,自行车座常发生偏位。手掌常因防御性支撑而出现表皮剥脱、皮下出血,甚至骨折等损伤。

(2) 推行被撞　推车人受撞击时,易出现下肢擦挫伤和楔形骨折,楔形骨折尖端可指示撞击方向,承重腿损伤较重,足底部与地面作用导致明显挫伤,鞋底可有与地面蹭擦产生搓擦痕迹,人车分离不远。

3. 行人的损伤

(1) 行人的致伤机制　轿车与成年行人碰撞,车速在30~40km/h时,一般可形成连续的典型碰撞三联伤:

1) 首次碰撞伤或直接撞伤:由车前保险杠撞击人体的腿部,或发动机罩的前端撞击腰部、髂臀部所造成。

2) 抛举性碰撞伤:首次碰撞后,人体可被抛举、旋转后,下落时撞击到发动机罩,造成躯干部的第二次碰撞性挫擦伤,有时可形成皮下撕脱伤。

3) 滑动性碰撞伤:由于惯性作用,人体可在发动机罩上滑动,使人体头部、肩部与车辆前挡风玻璃相撞,造成头、肩部的第三次碰撞损伤。随后摔落到地上造成摔跌伤,车速快时一般摔到车后;车速慢或刹车时,人体可从发动机罩上滑下摔到汽车侧方或前方。上述撞击三联伤的经过时间大约为1s。碰撞时,若人体受冲撞部位高于重心,如儿童与越野车或大型卡车与成人相撞,人体头部会远离车身向前摔

倒，碾压常随之发生；若撞击在人体重心部位时，则人体可发生过度伸展和与车辆运行方向一致的平行抛移。车头较平滑、位置较高的大客车、公共汽车撞击时，因接触面广、力量均匀，易造成外轻内重的撞击伤；随后人体被强大的冲击力平推抛出，造成严重的摔跌伤，同时可有拖擦与碾压。

此外，事故发生时行人的体位对造成损伤的分布有一定影响。行人横穿道路，侧面被撞击的发生率最高，迎面、后面及其他撞击的发生较少。人体被撞击的一侧可见撞击伤，而在另一侧多有摔跌伤。

(2) 行人的损伤特征

1) 撞击伤：直接撞击伤是交通损伤最常见的损伤类型，约占62%。车辆不同部位撞击人体可造成不同特点的损伤。①保险杠损伤：保险杠损伤是指车辆保险杠撞击人体时，在距地面50cm左右高处(以小轿车类为例)的人体下肢形成横带状的表皮剥脱性印痕，包括皮下出血和骨折。典型保险杠性腿骨损伤，是指小汽车碰撞人体下肢，在距地面约50cm高度，出现胫骨楔状骨折，楔形底边为力的作用点，楔形的尖端指向车辆行驶方向，这是法医确定交通事故时受伤者体位的重要依据。②承重腿损伤：承重腿是指人体直立时支撑身体持重的腿。承重腿损伤是指机动车前保险杠碰撞行人承重腿造成的损伤。其特征是承重腿往往出现骨折，可以是横行、斜行或螺旋形骨折，而非承重腿多呈现软组织的挫伤或撕裂创。需要注意，跑步和骑自行车时人体下肢损伤的高度可下移5~15cm。③车头所致碰撞伤：是指汽车发动机罩、冷却器栅格、车头灯和挡风玻璃等撞击人体造成的损伤。因其位置较高常造成人体头部、躯干与下肢结合部位，如股部、臀部骨盆的损伤。表现为局部软组织挫伤出血、骨折和内部器官损伤。体表可留下与撞击部位轮廓特征一致的皮肤撞痕、挫伤或撕裂创。车辆的相应部位可发生变形。

2) 伸展创：也称纹状浅表撕裂，指皮肤组织在极大力量牵拉下，当牵拉力超过皮肤的抗拉极限时，皮肤沿皮纹裂开形成浅小的撕裂创。表现为在人体四肢与躯干相连部位如腹股沟、腋前、颈部，以及腹部、腋窝等身体屈侧部位，皮肤表面可见多处微小撕裂群，各撕裂呈断断续续平行排列，其走行方向多与皮肤纹理一致。伸展创的形成见于两种情况：其一，汽车撞击人体背部致身体过度伸展而形成腹股沟或下腹部的伸展创，此时还可伴发颈椎的脱位和骨折；其二，车辆碾压人体时，远隔碾压部位的皮肤薄弱区形成伸展创。

3) 碾压伤：是人体被机动车轮胎碾压形成的损伤，它是交通损伤中比较严重的一种，碾压致死约占交通损伤总死亡的20%。碾压致死以头部、腹部及胸部最为多见，约占90%以上。车轮碾压人体造成的损伤类型与碾压当时是否刹车有关，同时也是判断驾驶员责任的依据之一。①不刹车碾压：其特征是在被碾压的伤亡者中心现场区无机动车，或机动车距受害人较远；在尸体附近无刹车制动痕迹。受害人皮肤上一般留有轮胎凹面花纹印迹。有时可呈中空性皮下出血性轮胎花纹印迹。人体被碾压破裂时，轮胎胎面上沾有血迹或人体组织，并随车轮滚动而沾染到车辆离

去方向的路面上。在人体被碾压的另一侧对应部位，即与地面接触的一侧，皮下有骨骼突起衬垫的区域如肩胛区、脊柱区、骶尾骨区等，可出现轻度的皮肤挫伤和皮下出血，有学者将此伤称为碾压衬垫伤。②刹车碾压：其特征是机动车紧急制动后滑行，在到达人体倒卧碾压中心位置之前的地面上有明确的刹车拖痕，人体倒卧在拖痕的终止处。由于车轮仅有少许旋转或不再旋转，受害人皮肤在轮胎凸面的作用下，形成接触处皮肤留有与凸性花纹印痕一致的表皮剥脱和皮下出血。与此对应的另一侧（与地面接触的一侧），人体受推压作用，局部向前移动与地面发生摩擦，形成片状和条状皮肤擦伤，又称对称性擦伤。

车轮对人体碾压的另一特征，是在被害人衣服上和体表留下轮胎花纹印痕和花纹状表皮剥脱与皮下出血。磨损陈旧的轮胎不易形成轮胎印痕。车辆碾过人体时，在不同的部位可形成反映轮胎凸面或凹面特征的不同印痕。

人体不同部位受碾压所形成的损伤各异。头部被碾压时，由于轮胎转动和地面摩擦，可形成大片状皮下出血、巨大挫裂创和撕裂创，严重时颅骨变形，呈严重粉碎性骨折、颅腔崩溃、碎骨片不能复原，脑组织挫碎，大多或全部溅出。头部扁平变形，眼球或眼内容物脱出。

胸腹部被碾压时，除皮肤软组织损伤并可能留下轮胎印痕外，还会造成胸骨、肋骨和盆骨骨折，胸腹腔器官破裂、出血，甚至器官脱出体外；或会阴部破裂，直肠等盆腔器官由会阴脱出。当车轮碾压人体肩、胸、腹等部位时可在颈、腋、腹股沟部位出现伸展创。

四肢被碾压时，由于车轮旋转产生的强大抓着牵拉力，造成皮肤在皮下组织与肌肉深筋膜之间撕脱分离，形成空腔样改变或皮肤破裂撕脱，称皮肤撕脱伤或剥皮创。皮肤撕脱伤可分为闭合性与开放性两种。闭合性肢体撕脱伤皮肤完整，皮下形成囊腔和充满血液，触之有波动感。开放性皮肤撕脱伤皮肤全层发生断裂，可表现为环形、半环形以及不规则等形状。

若是大型满载车辆，速度较快，同时又是磨损小的新胎，轮胎花纹较锐利时，被碾压肢体造成的损伤很大，特别是经过关节或软组织薄弱处易发生组织挫灭或肢体离断损伤。当车轮从腋窝碾压滚过时，可造成肩部粉碎性骨折，周围肌肉撕裂和挫灭，车轮碾压肩部可将人的上肢从肩部离断；车轮从股内侧（会阴部）经腹股沟碾压滚过时易造成大腿与髋部的离断；当车轮从股骨下端、上肢或小腿横碾压滚过时，也易造成肢体离断。

4）摔跌伤：指人体在机动车的作用下抛出摔跌于地面或地上物体形成的损伤。占交通损伤死亡的37%~70%。损伤的形态和程度取决于路面情况、汽车传递给人体的能量大小、人体的姿势与着地部位和衣着情况等。可行成不同部位的挫擦伤、深部组织的挫伤出血、骨折和内部器官损伤。

5）拖擦伤：是指人体与车辆发生碰撞并被车辆的某一部件刮带，在路面上拖擦形成的大面积擦伤。拖擦伤在交通损伤中不甚多见，其损伤程度与车速、拖拉距

离、地面形态及人体衣着情况有关。轻则表皮剥脱,重则皮肤脱落缺失,甚至相应部位的骨骼皮质上出现擦划痕迹。

拖擦伤的形态表现为大面积的擦伤,不伴有或伴有挫伤,具有很好的方向指示性。损伤常分布在身体的突出部位,如头面部、躯干的胸部、背部和臀部,在四肢关节部位呈圆形或椭圆形,而在擦伤周边的体表凹陷处,则没有或仅有轻微损伤。擦伤的初始端较重,尾端稍轻并呈分叉刷状,故又称刷状擦伤。擦伤的方向常与身体长轴平行,且大多仅仅分布于身体一侧。

底盘较低的车辆可因刮擦、带动和挫压使人体发生翻滚造成损伤,形成环绕身体长轴的拖擦伤和擦挫伤,也可发生头颅、肩胛、颈、肋骨和胸腰骶椎及骨盆的骨折;车底的某些突出部件可在体表形成特征性损伤。

6) 砸压伤与挤压伤:是指车辆发生翻车、坠车等现象时,被车辆或其他物体砸压人体所造成的损伤。现场较庞大的砸压物砸压人体时,受损皮肤常出现不规则的挫裂创,软组织不同程度的挫碎,人体被砸压部位扁平变形,深部多发生粉碎性骨折和器官破裂。

挤压伤是指机动车的车体、部件与周围环境在特定情况下对人体挤压造成的损伤。机动车对人体的挤压过程首先是暴力冲撞,然后是挤压、撞击和挤压形成了挤压伤的损伤特点。挤压伤多发生在胸腹部和四肢,严重的损伤和创伤性窒息是造成死亡的主要原因,现场可保留有人体被机动车挤压的状态。

第四节　汽车碰撞事故的多刚体动力学分析

汽车碰撞事故的再现是各领域研究热门,由于关乎汽车安全设计,故各大汽车生产商以及由其资助的各研究机构投入精力也最多, 这无疑为法医学开展类似研究提供了许多便利条件。事实上,交通事故多刚体动力学的法医学分析也正是以此为突破口而展开。

对于汽车碰撞事故的法医学分析,当然主要是关注车内各人员的各种损伤,并根据损伤形态进行损伤方式、损伤过程的认定,从而达到事故再现并划定责任的目的。然而,由于事故的最终状态往往已遭破坏,从繁杂纷乱的损伤中找准损伤过程存在很大的难度。因此,在实践中进行损伤方式分析之前,必须结合现场、车辆碰撞痕迹先认定事故碰撞形态,再根据碰撞过程和车辆内部件的碰擦痕迹和破坏情况,与人体损伤形态进行比对性、符合性认定,才能达到还原事故过程的目的。

依据法医学检验和车辆痕迹检验结果, 确立初始碰撞点位置及基本乘员运动形态进行再现,同时依据现场遗留的制动印迹、车辆、人体的最终位置和落点等,进一步优化轨迹,使试验结果更趋向真实事故的发生过程,准确地应用了变形能量法和动量冲量法,由碰撞后运动学参数反推回事故碰撞前参数。

对于特定类型的交通事故,如乘员交通伤,乘员运动参数包括乘员最终的抛落位置、碰撞过程中的乘员运动形态,以及因这种运动引起的乘员损伤也是事故再现的重要依据。通过法医学检验和车辆痕迹鉴定分析乘员损伤成因、运动过程、车辆撞击点位置及变形方向等,找准上述参数是进行事故再现的前提条件,决定了碰撞再现的整个过程,是目前计算机仿真的热点和难点。

一、汽车碰撞过程

汽车碰撞常因碰撞条件的不同而产生不同的结果, 按碰撞形式主要可划分为正面碰撞、侧面碰撞、追尾碰撞和翻车等。在一般碰撞行为中,从两车初始接触到车辆彼此分开,是在极短的时间内完成的,甚至在极短的时间内完成数次连续碰撞、多方位碰撞以及混合形态碰撞等。在这一碰撞瞬间,车辆内在的动量、动能可能发生极大的变化或转化,从而产生相应不同的飞出速度、运行轨迹、车体的毁损状况以及地面刮擦痕的长短等。

对于汽车碰撞过程进行分析,目前已有利用动量、能量、动力学和实体的弹塑性质等不同方法建立的各种计算机模型。汽车碰撞的运动过程主要与车辆行驶速度、车辆性能、撞击部位、制动措施等有关,行驶速度越大,制动效果越差,撞击过程就越激烈,车辆变形越严重,车辆运动变化就越大。另外,不同的碰撞形式、碰撞角度对车辆的运动也存在影响。一般来说,正面碰撞引起的车辆变形、乘员损伤最严重,前排乘员常可从挡风玻璃抛出车体;侧面碰撞时,车内乘员往往会被卡在车内,甚至可形成车外异物刺入等。

汽车的碰撞过程可分为以下阶段或过程,即碰撞前过程、碰撞过程、碰撞后过程。

(一)碰撞前过程

表现为驾驶员察觉(或未察觉)危险开始到两车刚接触这段时间,包括车辆行驶方向的变更、制动措施的实施、车辆性能状况等。

(二)碰撞过程

表现为车与车开始接触瞬间到脱离接触瞬间的时间历程, 该过程又称为直接碰撞过程, 主要描述车辆发生碰撞瞬间的状态, 此时车辆由碰撞瞬间的碰撞初速度,变成碰撞结束瞬间的碰撞后速度。绝大多数情况下,碰撞过程的时间在 150ms 以内,而在 0~50ms 期间车辆横摆角速度、横摆角几乎都没有变化。因此,在讨论与碰撞变形有关的内容是常以碰撞接触后 50~150ms 的时间段作为研究时域。

(三)碰撞后过程

表现为车与车脱离接触瞬间到车辆各自依惯性自由运动到最后停止位置的时间历程,主要描述车辆发生碰撞后的状态,此时车辆以碰撞后的速度作运动直至最

后的停止位置。在此阶段中，驾驶员常由于碰撞过程受惊吓而不知所措，甚至昏迷、死亡，导致车辆的运动会失去控制或者因车辆在碰撞后车体发生了变形，轮胎的旋转受到约束等，造成车辆运动发生较大的变化。此时事故车辆的运动为"非正常行驶"，具有运动状态变化剧烈、车轮侧偏角很大等特点，车辆的运动过程相当复杂，不仅会发生平移运动，还有转动运动，甚至会发生翻车、坠车等三维运动。另外，在此过程中，还可能出现车辆的第二次碰撞或事故车辆又与其他固定物发生碰撞的现象。

二、车内乘员的运动及致伤过程

汽车碰撞时，车内相对静止的人体因惯性向前和反弹向后的运动，与其乘坐席位周围物件发生撞击，撞击后的人体可摔跌在车内或车外，随后可被车内物品、车体或车内变形的部件砸压和挤压。其中，与车内相应部位物体撞击形成的损伤，是法医判断事故发生时乘员车内位置(驾驶员、副驾驶位乘员和后排乘员)的主要指征。

由于驾驶室空间较小、部件多，前有挡风玻璃、方向盘和各种仪表盘，下有油门、制动及离合器踏板，左有车门，后有靠背座席，右有变速器操纵杆等，一旦发生事故，上述各部件都能成为造成驾驶员损伤的致伤物，包括挡风玻璃或玻璃框碰撞伤、挥鞭样损伤、方向盘损伤、四肢反射性损伤、安全带损伤等。

副驾驶位乘员的损伤与驾驶员类似，但不形成方向盘挤压伤或与车辆内部离合器、刹车和油门踏板等部件碰擦形成的四肢反射性损伤，损伤以头面部多见。碰撞瞬间，由于副驾驶位前方没有方向盘阻挡，副驾驶位乘员头面部撞击挡风玻璃及其框架的机会比驾驶员多，损伤更严重，甚至可从破碎的挡风玻璃处抛出车体。

后排乘员的损伤以四肢多见，且下肢多于上肢，其次是头面部、胸颈部和躯干部。常表现为前额和下颌部与前方靠背形成的碰撞伤、双腿外展式损伤、撞裂伤与肢体离断等。

三、汽车碰撞事故典型案例的多刚体动力学分析

（一）案例资料

某日，一辆夏利小轿车由东向西逆向行驶，由于躲避不及与对向行驶的斯太尔半挂大货车在会车时相撞。小轿车被撞后顺时针迅速旋转，车内甲、乙两乘员均被抛出，两人的抛落位置如图 2-4-1 所示，其中乘员甲死亡，乘员乙受伤入院。由于当事人对谁是小轿车驾驶员存在争议，要求司法鉴定。

1. 人体损伤情况　乘员甲损伤情况：双侧眼睑青紫肿胀，左面部上方及左下颌分别见 12cm、10cm 软组织挫裂创，面颅骨开放性骨折，左股骨干粉碎性骨折，左下肢软组织肿胀。

乘员乙损伤情况(300 余天后检验)：左侧颞顶部见 2.5cm×0.3cm 瘢痕，瘢痕处毛发缺失；左面颊鼻沟外侧至左唇角下方见 9cm 弧形线状瘢痕；左下颌缘见两处



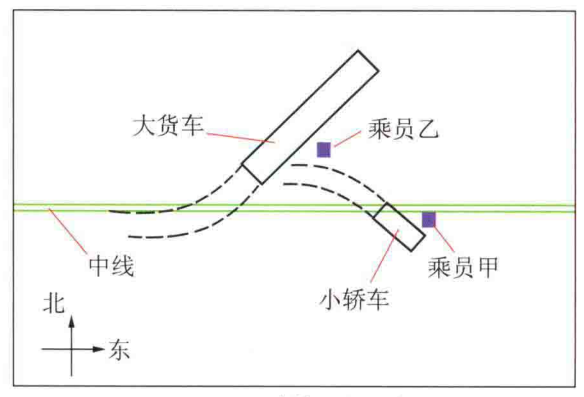


图 2-4-1　事故现场示意图

1cm、2cm 瘢痕；左锁骨畸形、中段处见 3cm×1cm 手术缝合瘢痕；左侧 1~5 肋骨和第9 肋骨骨折（据病史记载）；右腰背部见21cm×13cm大面积条状色素沉着，呈上下向；右膝内侧见3cm×1cm瘢痕（距足底46~49cm）；右小腿上段内侧见4cm×0.5cm瘢痕（距足底39~43cm）；右小腿中上段前内侧见3cm×3cm色素缺失（距足底27.5~30.5cm）；右小腿下段至右踝关节内侧见6cm×3cm色素缺失；右内踝及右外踝下方见色素沉着；右外踝骨折（据病史记载）；左踝外侧色素缺失。

2. 车辆损坏情况　小轿车发动机舱盖严重变形、脱落，局部破裂，表面黏附蓝色油漆，前挡风玻璃碎落，前保险杠缺失，内胆左部扭曲变形，左前轮严重内倾，左前翼子板脱落，中部凹陷性变形伴刮擦、撞击痕迹，左前门后窗框内侧向左后方凹陷性变形，窗框间夹有一根黑色毛发，外表硬粗直，无毛囊。

斯太尔半挂大货车已经维修，但由现场照片可确认其右前侧为直接撞击点。

3. 法医学现场重建结果

（1）法医学检验结果　根据法医学检验结果分析，乘员乙与乘员甲相比较，乘员乙的损伤情况，特别是右下肢内侧的损伤特征，更符合事故碰撞中驾驶员座位特有的损伤病理学改变。

（2）车辆痕迹检验结果　根据车辆的碰撞位置，结合事故现场图所示，小轿车有向右前方转弯旋转的过程，在此过程中，车内乘员均被抛出车体。由左前门后窗框内侧向左后方凹陷性变形，结合车辆运动轨迹，该处损伤应为小轿车内驾驶员在与斯太尔大货车碰撞后的运动过程中与左前门窗框碰撞所致。另外，在该处窗框橡胶密封条夹缝内检见夹有一根黑色毛发，可明确该部位曾与驾驶员头部发生过直接碰撞。由于毛发离体近一年，且无毛囊，未能成功检出DNA特征，但从发质的硬、粗、直等特征来看，与乘员乙的发质较相符。

4. 仿真方法　参照人体损伤及车辆损坏情况，应用动量冲量法与多刚体动力学结合仿真求解乘员运动的方法。动量冲量法主要是基于动量守恒原理和回弹系

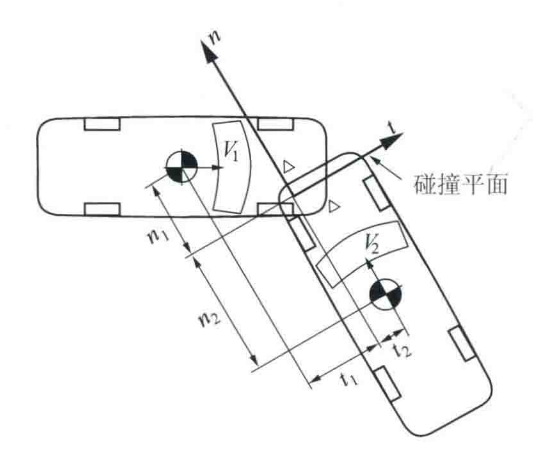


图 2-4-2 二维碰撞模型

数来模拟汽车碰撞。建立车对车二维碰撞模型为例，见图2-4-2所示，每辆汽车以一个集中质量表示，包含两个平移自由度和一个横摆转动自由度；以碰撞中心为原点定义局部坐标系，n轴方向为碰撞平面方向。根据动量守恒原理，通过设定两车碰撞前速度，求解出车辆的运动轨迹。在此基础上，利用现场遗留的制动印迹，进行轨迹优化，从而得到比较符合实际的结果。

5. 模型应用　应用动量冲量法及事故再现软件PC-Crash计算整个事故过程中的两车运动轨迹。小轿车采用简单的二维集中质量模型，大货车采用PC-Crash自带的半挂车模型，它们的几何质量参数参照实际情况设置。由于小轿车纵向变形明显且两前轮严重右倾，将两车的初始接触位置放在小轿车前部偏左侧，碰撞平面和碰撞中心，如图 2-4-3 设置。

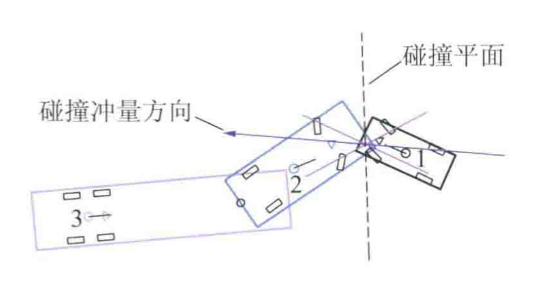


图 2-4-3 两车初始碰撞位置

多刚体动力学分析只取小轿车及车上两位乘员为分析对象。如图 2-4-4 所示，建立包括仪表盘、转向机构、座椅在内的小轿车多刚体模型。两假人模型采用 TNO Hybrid III 多刚体假人，并经尺寸缩放以满足乘员的实际体形特征。



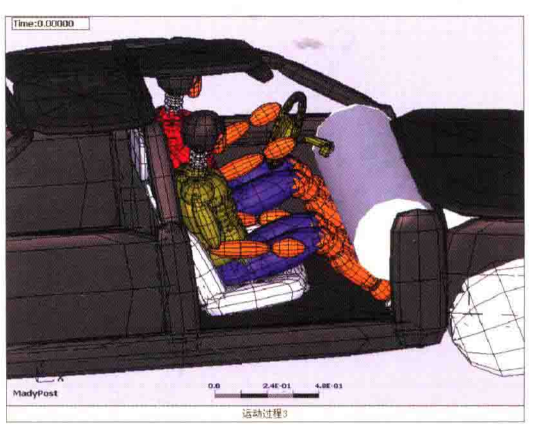


图 2-4-4　人、车多刚体模型

6. 计算机仿真　由 MADYMO 计算出的乘员运动如图 2-4-5 所示，其中(a)，(b)，(c)，(d)分别为两车相撞后 0，750，1500，2500ms 时轿车及车上乘员的位置。

小轿车受撞击后承受左前方的冲击，并迅速顺时针方向旋转滑移。驾驶员位置处乘员因惯性作用身体部位前移，由于 A 柱(前挡风玻璃与左前门之间的柱子)阻挡及离心力作用，撞向左侧车门方向，最终经车门落地。副驾驶员位置处乘员因正向承受

Time:0.00000　MadyPost　0.0　1.9E+00　3.9E+00

(a)

Time:750.00000　MadyPost　0.0　1.9E+00　3.9E+00

(b)

Time:1500.00000　MadyPost　0.0　1.9E+00　3.9E+00

(c)

Time:2500.00000　MadyPost　0.0　1.9E+00　3.9E+00

(d)

图 2-4-5　乘员运动仿真结果

冲击被抛出挡风玻璃，与发动机罩接触后滑落至车辆左前方地面，见图 2-4-6，其中 (a)，(b)，(c)，(d)分别为两车相撞后 0，700，1000，1800ms 时乘员运动状态。

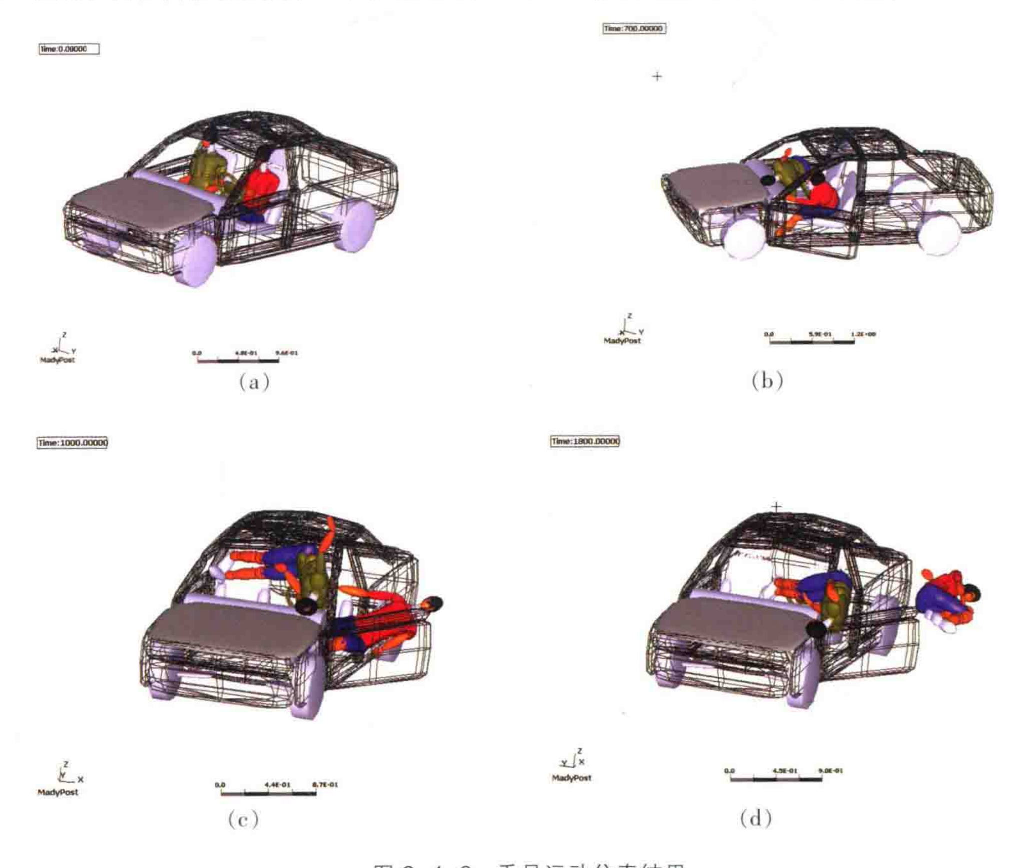


图 2-4-6　乘员运动仿真结果

(a)—两车相撞后 0ms 时乘员运动状态；(b)—两车相撞后 700ms 时乘员运动状态；(c)—两车相撞后 1000ms 时乘员运动状态；(d)—两车相撞后 1800ms 时乘员运动状态

根据仿真结果可以判断，最终落地位置在小轿车左前方的乘员（乘员甲）在事发当时应该坐在副驾驶的位置上，而另一个乘员（乘员乙）应该是事发当时的驾驶员。

7. 结果比对分析　计算机仿真结果与法医学检验结果较一致，吻合程度高。根据计算机仿真结果显示：乘员甲左面部上方、左下颌挫裂创可因正向承受冲击与挡风玻璃碰撞并被抛出形成，颅骨骨折为与发动机罩形成的二次撞击伤，左侧股骨干粉碎性骨折为与挡风玻璃框发生碰撞形成。乘员乙左面颊鼻沟外侧至左唇角下方弧形线状瘢痕为与 A 柱撞击形成，左颞顶部瘢痕由撞击左前门后窗框形成，左锁骨畸形（粉碎性骨折）、左侧第 1~5 肋骨和第 9 肋骨骨折为方向盘形成损伤，下肢损伤，尤其是右下肢内侧的损伤多为车辆内部离合器、刹车和油门踏板等部件碰擦形

成,具有乘坐在驾驶座位特有的损伤病理学改变特征。

第五节 摩托车碰撞事故的多刚体动力学分析

摩托车与自行车类似,作为最常见的交通工具,往往因本身具有高速、开放、缺少保护设施和稳定性差等特点,发生交通事故也较多,而且与自行车骑车人相比,摩托车乘员更容易被抛离车体。鉴于此,交通警察常就现场、摩托车损坏情况及摩托车乘员的损伤等要求鉴定人员推断摩托车人员之间的关系(谁是摩托车驾驶员),增大了事故鉴定的难度。

一、摩托车司乘人员主要致伤特点

摩托车事故中,驾驶员因其位置、姿势和应激状态不同于乘员,形成损伤也不同。一般情况下,撞击性损伤常见于摩托车驾驶员,摔跌伤和碾压伤多见于摩托车乘员。虽然摩托车驾驶员许多损伤具有较强的特征可用于鉴别,但应注意的是,并不是所有的损伤都只有驾驶员所具备,也并不是每次都具备的,至于摩托车事故涉案当事人致伤方式的鉴定必须结合车辆痕迹检验具体分析、综合判断。

摩托车驾驶员四肢与摩托车车体、车把有较紧密的联系,支点较乘员多,在发生事故时摩托车部件常在驾驶员身体的特定部位造成损伤,其损伤的位置、形态与致伤部件相吻合,包括车把所致的胸部或前臂损伤、反视镜所致的上肢损伤、油箱所致的会阴部或两大腿内侧的损伤、仪表盘和风板所致的面部或颈部损伤等,这些损伤主要表现为软组织挫伤,严重者可有挫裂创和骨折的发生。驾驶员右大腿根部前内侧及右小腿胫前皮肤擦伤与前挡风板向下倾倒及燃油箱损坏有关。值得交代的是,对于踏板式摩托车驾驶员,因双下肢有一定摆放空间,下肢损伤往往较轻。另外,由于摩托车本身质量重、冲力大,在紧急制动过程中,驾驶员本能地双手紧握车把,且向下用力,形成一手或双手虎口损伤,可造成驾驶员双手点状皮肤擦伤,左手大鱼际皮肤青紫等。

除上述特异性损伤外,在碰撞过程中,由于惯性作用,摩托车后座乘员在向前飞出的过程中,头面部及四肢易与事故车辆发生碰撞,形成撞击性损伤。另外,摩托车后座乘员在撞击过程中,由于前方驾驶员的阻挡及侧向的离心力作用且人车难以分离,且受较大侧向的离心力的作用,乘员下肢内侧区域与座位等部件作用可形成软组织挫伤或擦挫伤。

二、摩托车司乘人员的运动过程特点

摩托车与汽车碰撞时,由于其自身也处在高速运动状态,碰撞形成的直接撞击伤及随后发生的摔跌伤的严重程度要视两者是同向运动还是相对逆向运动而异。

当摩托车与静止的物体,如汽车、树木、建筑物等碰撞时,常由于本身行驶速度快,产生巨大的惯性力作用,较容易使驾驶员胸部与车把发生接触,或头部、前胸部及上肢与上述固定物的直接撞击造成头、胸部的严重损伤。在此过程中,驾驶员常被抛离车体,落在离摩托车不远的地方。

当摩托车与轿车正面相撞时,由于巨大的冲击力,摩托车驾驶员身体常被抛甩到车把之前,头面部常首先撞击到汽车发动机罩,随后身体在发动机罩上发生滑移,头顶部与挡风玻璃发生二次撞击,最后随车辆运动被抛落摔跌于地面上。当两车之间碰撞速度较大时,摩托车驾驶员常以头部为支点抵在挡风玻璃处,身体重心上移从轿车顶上翻过再摔下。另外,当摩托车碰撞轿车侧面时,驾驶员可飞擦过轿车顶部摔下。

摩托车后座乘员由于惯性作用往往随着摩托车后轮向上、向前的冲击力更容易向前飞出,头面部及四肢易与事故车辆发生碰撞,形成撞击性损伤,或在空中发生抛甩运动。

三、摩托车碰撞典型案例的多刚体动力学分析

(一)案例资料

1. 案情　某日,某两人合乘一辆两轮摩托车(骑跨式)在行驶过程中,追尾撞击正在等候绿灯通行的奇瑞轿车,致使两人受伤,其中一人经医院抢救无效死亡。

伤者面部左侧见皮肤擦伤,顶部头皮挫裂创、额部及下颌撕裂创形成,见图2-5-1所示;右下腹部见皮肤擦伤,右大腿根部前内侧见皮肤擦伤,右小腿胫前见皮肤擦伤;左前臂屈侧见条状皮肤擦伤,右手小鱼际处见点状皮肤擦伤,左手大鱼际处见皮肤青紫。死者右侧眼睑青紫肿胀,鼻腔积血,面部右侧见散在条状皮肤浅表撕裂创,右上1~3齿根折,下颌正中见条状挫伤,右侧额顶部见头皮擦挫伤,见图2-5-2所示;左肩部见皮肤擦伤,左肘关节外侧见皮肤擦伤,左大腿上段外侧见花纹状皮肤压擦伤(中裤网格内衬所致),左膝部外下方见花纹状皮肤压擦伤,左小腿上段、中段外侧见皮肤擦伤,左、右内踝见皮肤擦伤。



图 2-5-1　伤者下颌处断裂创



图 2-5-2　死者面部右侧割划伤

2. 车辆损坏情况　小客车后保险杠脱落，距其左端 36cm 处的上平面见血迹附着，其后侧左端破裂，灯具毁损并见黑色擦痕，车身左后部略见变形，左后组合灯具毁损，后挡风玻璃向车内碎落(贴有防爆膜)；其左边沿距地高 110cm 为中心见放射状碎裂，其左窗框距地高 110cm 向内变形，周边粘有毛发、血迹和人体组织物；C 柱(后门的左边沿及车身左后转角交界处)距地高 120cm 凹陷性变形，沾有血迹和人体脂肪，血迹由后向前呈喷溅状；车顶距其左边缘 7cm、距车顶后端 66cm 凹陷性变形，见图 2-5-3 所示。摩托车前导流罩多处豁裂，右部见刮擦痕迹，粘有绿色油漆；前轮胎胎冠及右前叉前侧见擦痕，粘有绿色油漆；左、右前叉不同程度向后弯曲；前灯具损毁并见黑色擦痕；车身左后部略见变形；左后组合灯具毁损；前挡风板向下倾倒；燃油箱后部高出驾驶座部分严重凹陷性变形(表面未见硬物刮擦痕迹)，前座上平面距地高 80cm、后座上平面距地高 94cm，见图 2-5-4 所示。

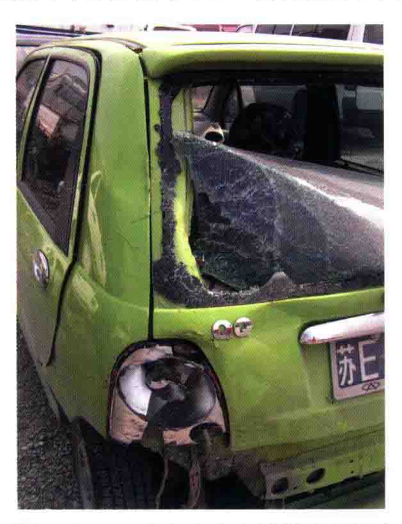


图 2-5-3　涉案小客车后部损坏形态



图 2-5-4　涉案摩托车损坏形态

3. 事故现场情况　伤者倒地位于摩托车前轮北侧 105cm，头东南、脚西北；死者倒地位于伤者的北侧，与伤者的头部距离为 610cm，头东南、脚西北，QQ 小客车位于摩托车北侧 1075cm，现场无制动印迹。

4. 法医学分析　小客车后挡风玻璃左侧距地高 110cm 为中心向内呈放射状碎裂，其左窗框距地高 110cm 见向内变形，周边粘有毛发、血迹和人体组织物，上述两处变形应为一次撞击形成，且由于碎裂玻璃断端呈一定的弧形，容易在人体上形成创口。对伤者检验发现：其顶部头皮挫裂创，额部、下颌处撕裂创形成，尤其是下颌处损伤呈弧形，与小客车后挡风玻璃左下角碎豁裂形态相吻合。推测其顶部与左侧挡风玻璃及窗框发生了撞击，形成顶部的挫裂创，因惯性作用人体前移，额部与下颌部与玻璃断端形成割创；右手小鱼际处点状皮肤擦伤，左手大鱼际皮肤青紫，

符合骑行状态下驾驶员制动握把的损伤病理学改变；右大腿根部前内侧及右小腿胫前皮肤擦伤，一般在骑行状态下较难以形成，但结合车辆检验结果，发现前挡风板向下倾倒，与燃油箱损坏特征可以印证，说明该部位损伤为撞击后与车辆零部件发生碰擦所形成。同时，死者宋某右侧额顶部头皮擦挫伤，该处损伤应为钝性平面接触所致，且表面较光滑；右侧颜面部散在浅表撕裂创形成，为典型的玻璃擦划伤，两处损伤可在撞击左侧 C 柱(该处见凹陷性变形，距地高 120cm)过程中同时形成；左大腿上段外侧见花纹状皮肤压擦伤，提示该处损伤受力较大，可能在空中翻滚的过程中与钝性平面发生强烈的碰撞形成；左小腿中上段外侧皮肤擦伤，摔跌可以形成。另外，从前座驾驶座上平面距地高 80cm、后座上平面距地高 94cm，具有前低后高的位置特点，同时结合事故现场反映的两者摔抛位置(伤者倒地位距摩托车前轮北侧 105cm，死者位于伤者北侧，距伤者头部 610cm)。

综合分析：摩托车与轿车发生碰撞时，由于前轮受阻、重心前移，加上后座乘员体位本身就高于前座驾驶位乘员体位及两人与轿车接触的位差（分别距地高 110cm、120cm)等情况，死者为摩托车后座上的乘员的判断可以成立，且该条件下，两人的损伤均可形成。

（二）计算机仿真

1. 方法　根据事故现场情况，利用多刚体动力学方法，建立路面、小客车、摩托车及其驾驶员、后座乘员的多刚体模型。

2. 仿真结果　通过高性能超级计算机建立人、车模型，将三个撞击点作为已知条件进行求算，见图 2-5-5 所示，利用事故再现软件进行仿真，可以得到摩托车驾驶位乘员与后座乘员在碰撞、运动过程中损伤形成、分布、程度与车辆相关部位的损害痕迹可以相互佐证，见图 2-5-6 和图 2-5-7。另外，计算得到摩托车行驶车速为 45km/h，伤者距摩托车前轮的距离为 152cm，见图 2-5-8；死者距摩托车前轮的距离为 568cm，见图 2-5-9，与现场办案交警测得的伤者倒地位于摩托车前轮北侧



图 2-5-5　摩托车驾驶员与乘员碰撞、运动过程(初始位置)

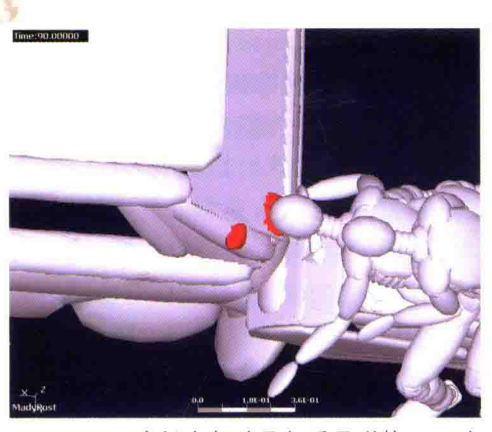


图 2-5-6　摩托车驾驶员与乘员碰撞、运动过程(驾驶员与小客车接触)

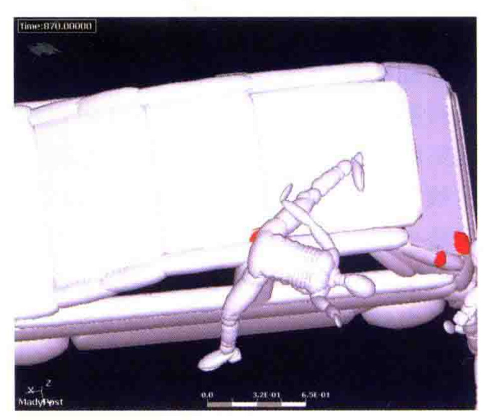


图 2-5-7　摩托车驾驶员与乘员碰撞、运动过程(乘员与小客车接触)

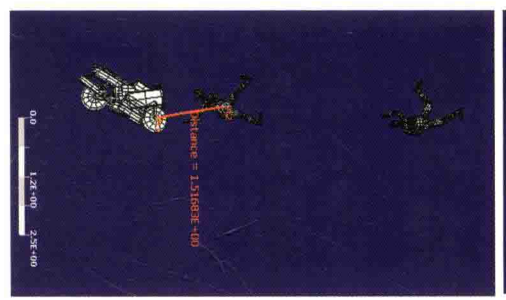


图 2-5-8　伤者距摩托车位置

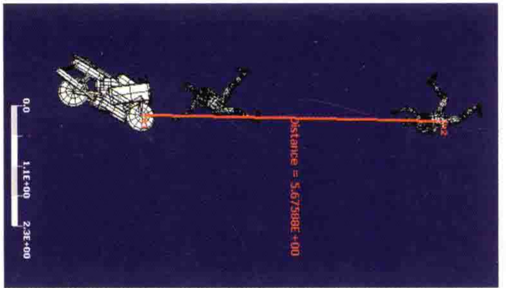


图 2-5-9　死者距摩托车位置

105cm，头东南、脚西北；死者倒地位于伤者的北侧，与伤者的头部距离为 610cm，头东南、脚西北基本吻合(碰撞后车辆由于惯性作用可继续发生部分前移)；由多刚体动力学模型得到头部 HIC 为 1692，大于 1000 的上限，头部损伤严重，构成致命伤，与法医学检验结果一致。

第六节　自行车碰撞事故的多刚体动力学分析

我国 70%的交通事故与自行车有关，其中以自行车与机动车发生为主。在此类事故中自行车骑车人常常损伤重、死亡率高。颅脑损伤是造成骑车人死亡的主要原因，而所有相关事故中自行车拥有者承担第一责任的仅占 4%~7%。作为交通事故中的弱势群体，由于自行车及骑车人在发生碰撞后，短时间内的运动过程极为复杂，目前通过计算机仿真再现事故碰撞过程推断致伤方式在国内外法医学上罕见报道。本节以一起真实的轿车与自行车交通事故为研究对象，通过计算机仿真研究建立人、车模型，运用 PC-Crash 软件进行碰撞试验并对自行车骑车人的致伤方式、损伤特点及程度进行分析。

一、自行车骑行者致伤特点

骑自行车人坐在自行车鞍座上，会阴部及阴囊、大腿根部内侧与鞍座紧密接触。事故发生时，由于鞍座硌垫和摩擦作用，往往形成以上部位的损伤，同时，双下肢之间因自行车管梁（上管、立管和下管）的硌垫，容易形成大腿内侧、膝部内侧条、片状皮肤擦伤或皮下出血；并随脚蹬管上下运动，脚蹬管、链轮和链条与足弓内侧、内踝关节周围接触磕碰，可造成内踝关节及周围皮肤损伤，形态为孤立、不规则的皮下出血和皮肤擦伤；由于紧急制动紧握车把，造成双手虎口或大、小鱼际皮下出血、皮肤擦伤等。

二、自行车与小轿车事故碰撞运动特点

自行车骑车人与汽车相撞的运动过程一般可分为接触、自由飞行和滑移三个阶段。碰撞开始自行车与汽车接触，吸收汽车的冲撞能量，骑车人身体上部迅速倾倒并向上翻摔落于汽车发动机罩，下肢及自行车向上抛起并先后被抛向汽车前方落地后，自行车和骑车人分别以滑动和（或）滚动的形式向前运动至最后终止位置，即事发后的第一现场。另外，对于碰撞点高于自行车骑车人系统质量中心的情形，接触过程可以视为瞬间完成的，即整个运动过程仅由自由飞行和滑移两个运动阶段组成。

三、自行车碰撞事故的计算机模拟

（一）案例资料

某夜，小雪，一辆桑塔纳 SVW7180CEI 轿车沿快速机动车道由南向北行驶至某路口时，与由东向西行驶的一辆优耐特 66cm（26 英寸）女式自行车相撞，造成骑车人当场死亡。

双侧眼睑青紫，口、鼻腔及两侧外耳道积血，下颌、右颧部、额部正中皮肤擦伤，右眉弓外侧皮肤擦挫伤，鼻背部见三处浅表挫裂创。右侧季肋部、右肩胛处皮肤擦伤，左侧季肋部皮肤擦挫伤，肩背部左侧散在皮肤擦伤。左上肢多处皮肤擦伤，左肱骨中段骨折，左手小鱼际挫裂创形成，左大腿下段外侧大片皮肤青紫伴擦伤，左胫骨中段骨折，左小腿中段内侧刺创形成，左内踝皮肤擦伤，左外踝前下方皮肤擦伤，右大腿下段内侧皮肤青紫，右膝外下方皮肤擦伤，右小腿内侧皮肤擦挫伤。

（二）车辆损坏情况

轿车前保险杠断裂脱落，面罩破裂缺损，发动机罩前端见多处擦痕伴凹瘪，前挡风玻璃碎裂，左前照灯与雾灯灯罩破损。自行车前叉左侧分支向右挤压变形，前轮扭曲变形，车轴断裂，前挡泥板扭曲变形，车架向右弯曲，鞍座向左偏转约 45°，座套豁裂，锁具左侧及后三角架局部粘有灯罩玻璃碎屑，后轮扭曲变形，左支撑杆向

右弯曲，见图 2-6-1。





图 2-6-1　肇事车辆照片

（三）计算机仿真方法

1. 事故建模方法　根据事故现场情况，利用多刚体动力学方法，建立路面、轿车、自行车和骑车人的模型。

2. 地面建模　根据现场情况建立合适的平面大小。

（四）车辆建模

确定车本身的坐标系，车前方为 X 轴正方向，车左侧为 Y 轴正方向，上方为 Z 轴正方向，坐标原点选在车的重心位置。车的表面选取椭球面来表示，根据车的具体外形参数确定椭球面的中心位置及半轴。把车的表面分为若干椭球面，而这些表面都是黏附在重心位置的一个刚体上，刚体用一个自由铰链(free joint)与参考空间相连接，用来控制车的位置及旋转；同时输入椭球面的材料刚度、重力加速度及轮胎等材料特性。

（五）骑车人建模



图 2-6-2　小轿车、自行车、骑车人模型

依据骑车人的身高、身体质量(体重)等信息建立人体假人模型，调节假人中各个铰链的旋转使其符合骑行状态下的姿势。调整假人位置及假人关节的旋转，使假人模型能够自然地坐在自行车模型之上，如图 2-6-2 所示。

1. 设置接触类型　设置所有可能接触到的面与面之间的

接触，如车与地面、自行车与地面、人与车、车与自行车之间的接触。接触面类型有主面变形、从面变形以及两种变形的“复合类型”。

2. 调整平衡　主要是指调整车、自行车与地面的平衡以及人在自行车上的平衡。轮胎与地面的接触为椭球面与平面的接触，如图 2-6-3 所示，通过整体上下移动轿车，调整的大小以使位移曲线最后稳定的位置为零，使轿车与地面之间基本平稳。

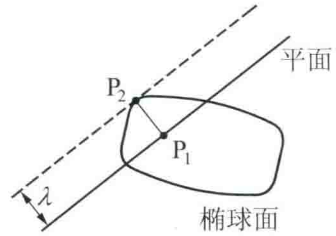


图 2-6-3　椭球面与平面的接触

假人与自行车的接触为椭球面与椭球面的接触，见图 2-6-4。用同样方法调整自行车的平衡，先调整假人，使之能够平稳地坐在自行车上。通过假人关节的旋转可以得到骑车人的驾驶姿态。为保证碰撞前假人能够在车上保持平衡的驾驶姿态，首先调整固定好各个关节，限制它们的运动，从而保持假人的驾驶姿态；然后利用调节车与地面平衡的方法来调整，从而实现它们之间的平衡。

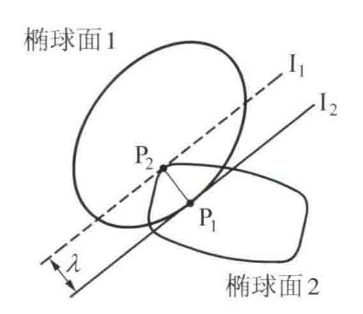


图 2-6-4　两椭球面之间的接触

3. 再现方法　运用 MADYMO 软件，根据事故现场留下的痕迹、车辆停止位置以及人体抛距、落点等信息，并利用轨迹优化方法使计算机碰撞后轨迹与实际的碰撞后轨迹在允许误差范围内尽可能地相吻合。据此可推算出碰撞前轿车的速度在 70km/h 左右，自行车以 15km/h 正常速度行驶。

4. 损伤生物力学计算方法　利用多刚体动力学方法建立的假人模型得到人体各受伤部位的动力学响应数值，如加速度、力和力矩等。根据美国联邦机动车安全标准 FMVSS208 中所规定的乘员头部伤害评价方法，人体头部损伤采用下式计算：



$$HIC=\max\left[(t_2-t_1)\left(\frac{1}{t_2-t_1}\int_{t_1}^{t_2}a_{\text{Head}}dt\right)^{2.5}\right]$$

式中:HIC 即头部损伤标准值(head injury criterion),t_2,t_1为碰撞过程中所选择的两个时刻,a 为头部重心加速度，用重力加速度 g 的倍数表示,2.5 是由试验得到的头部权重指数。

（六）人、车的碰撞过程

试验过程中,骑车人的左小腿与小轿车发生直接碰撞后,人体向左侧倾倒并在小轿车发动机罩上发生滑移,头部与挡风玻璃下沿发生二次碰撞,后摔落至地面。根据事故模拟结果,人体主要部位致伤方式如表 2-6-1 所示。

表 2-6-1　骑车人主要部位致伤方式

损伤部位	碰撞部位	头颈部	胸腹部	腰背部	会阴部及阴囊	上肢虎口	下肢			
							大腿内侧	膝内侧	小腿	内踝
小轿车	保险杠	–	–	–	–	–	–	–	+	–
	发动机罩	+	+	+	–	–	–	–	–	–
	面罩	–	–	+	–	–	–	–	–	–
	挡风玻璃	+	–	–	–	–	–	–	–	–
自行车	把手	–	–	–	–	+	–	–	–	–
	鞍座	–	–	–	–	–	+	–	–	–
	管梁	–	–	–	–	–	+	+	–	+
	脚蹬管、链轮、链条	–	–	–	–	–	–	+	–	+
	地面	+	+	+	–	–	–	–	–	–

图 2-6-5(a)、(b)、(c)、(d)分别反映了骑车人在 t=0,20,50,100ms 四个不同时刻,与保险杠、发动机罩、挡风玻璃下沿等碰撞的运动过程。根据计算机仿真结果显示,骑车人的左小腿和小轿车保险杠发生了碰撞,臀部、肩背部和头部分别与发动机罩和前挡风玻璃下沿相撞,与事故车辆的保险杠断裂、发动机罩凹瘪、前挡风玻璃碎裂等信息相吻合。另外,由于在轿车与自行车事故中,自行车的抛出机制要比骑车人复杂得多,存在很多不确定因素,所以本例模拟过程中只关注骑车人的落点

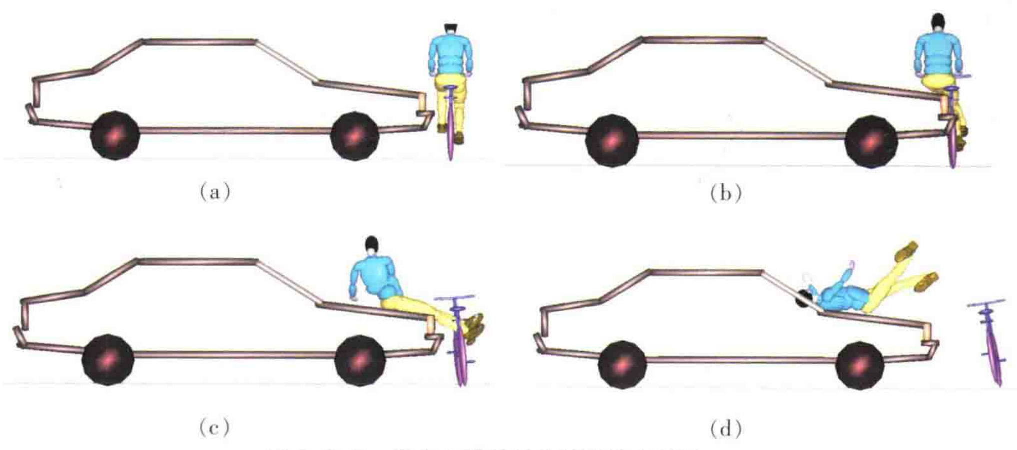


图 2-6-5 骑车人碰撞运动过程仿真结果

和抛距，如图 2-6-6 所示，计算模拟所得人体的抛距与落点位置与事故现场基本吻合。

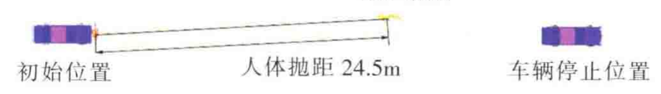


图 2-6-6 模拟终点人、车位置示意图

（七）碰撞部位损伤生物力学响应

运用 MADYMO 软件，由多刚体动力学建立的假人模型可以得到骑车人头部、胸部加速度及左小腿受力曲线，如图 2-6-7 所示。

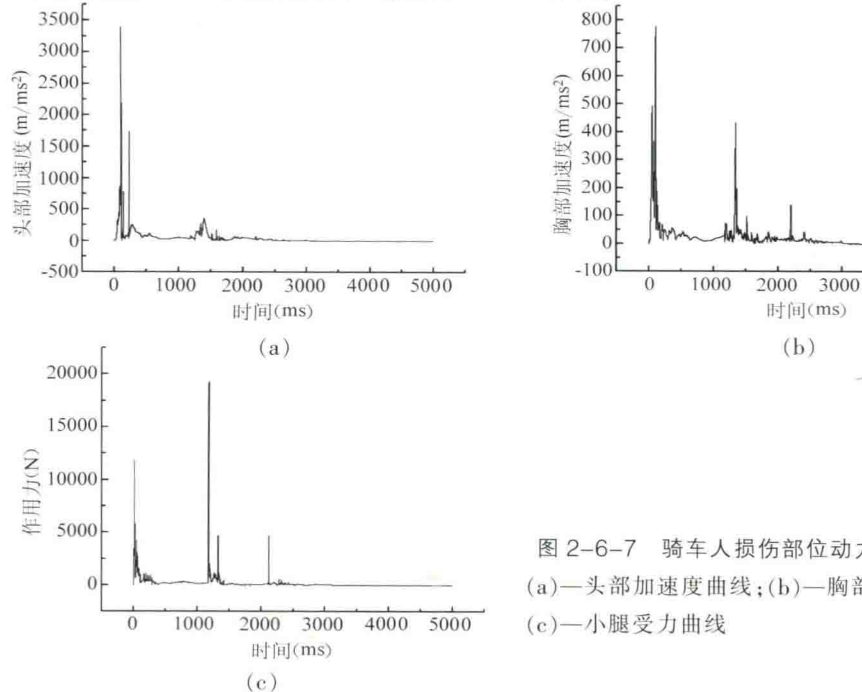


图 2-6-7 骑车人损伤部位动力学响应结果
(a)—头部加速度曲线；(b)—胸部加速度曲线；(c)—小腿受力曲线



第一次加速度最大值出现在100ms左右，此时骑车人头部与前挡风玻璃下沿发生碰撞；另一次峰值出现在1300ms左右，此时人体已经落地，为头部与地面发生摔跌所致。由图2-6-7(a)可以看出，第一次撞击时头部最大加速度达到3400m/ms²，计算得到*HIC*为5030，远超过安全标准中1000的上限，足以造成头部严重损伤，与法医学尸体检验的重型颅脑损伤结果吻合，同时可以认定头部与前挡风玻璃撞击是造成骑车人死亡的直接原因。图2-6-7(b)中数据示胸部持续3ms最大加速度为790m/ms²，略超过600m/ms²的上限，法医学检验见骑车人肩背部、左季肋部多处皮肤擦挫伤，参照计算机仿真结果，理论上应造成胸腔器官的损伤。

图2-6-7(c)中骑车人左小腿碰撞过程的受力曲线，第一次峰值出现在20ms左右，模拟结果显示骑车人小腿部与保险杠发生碰撞，此时左小腿受力最大值为11.8kN，参考标准规定的大腿轴向受力最大10kN的危险界限，理论上应造成小腿骨折等，与实际法医学检验发现当事人左胫骨中段骨折相一致。第二、第三次峰值分别出现在1330ms和2150ms左右，此时人体已经与小轿车分离，为腿部与地面发生接触时所造成的。

由仿真结果得到，骑车人头部、肩背部、臀部及左下腿在分别与小轿车前挡风玻璃下沿、发动机罩、保险杠发生碰撞。此时仿真动力学响应结果示头部最大加速度为3400m/ms²，*HIC*为5030（标准值为1000），胸部持续3ms加速度为790m/ms²(标准值为600m/ms²)，左小腿最大剪切力为11.8kN(标准值为10kN)，左小腿最大力矩为1064N·m。与法医学检验结果相比较，发现死者口、鼻腔及两侧外耳道积血，头面部多处皮肤擦挫伤、浅表挫裂创；右侧季肋部、右肩胛处、肩背部皮肤擦伤，左肋弓上缘皮肤擦挫伤；左大腿下段外侧皮肤青紫伴擦伤，左胫骨中段骨折伴刺创形成，上述损伤与动力学响应结果可以相互印证，与法医学检验结论相吻合。

通过上面的分析可以看到，模拟结果在多方面与实际情况吻合，并且能够相互印证，因此可以认为所建立的事故再现模型是合理正确的。该技术将有助于今后对骑车人所具有的特征性损伤部位、形态及致伤方式进行分析，在涉及自行车类事故中当事人交通行为方式的判断提供了参考依据。

第七节　行人与汽车碰撞事故的多刚体动力学分析

行人是三大交通流中数量最大、最无规则的交通流，与机动车、非机动车相比，行人更是交通活动中的弱者。如何保障行人过街的安全，减少伤亡，目前已成为道路交通安全领域专家主要思考解决的热点、难点问题。

由于行人走路姿势、性别、年龄、身高、体重及心理、精神等自身因素影响，即使行人致伤多为撞击伤，但人体体表损伤因接触部件以及空间运动和周围环境之间的关系，同样存在受伤部位分布广泛、损伤形态多样的特点，且由于行人事故中，肇

事汽车表面不会遭到多大的损坏，致伤方式判断更为复杂。因此，单纯地根据GA 41-2005《交通事故痕迹物证勘验》和GA 268-2001《道路交通事故尸体检验》标准，对尸体和车辆进行检验分析损伤成因较为困难。应用MADYMO软件实现对事故的重建，包括初始碰撞位置的确立、行人抛距的计算、终止位置的确立和人体致伤过程的再现，进而与法医学检验相比较，探讨计算机仿真技术在重建行人事故发生过程和人体致伤方式分析中的应用价值，目前已在实践中逐步得到了应用。

一、行人事故的致伤特点

行人致伤的典型经过为撞击、摔跌、拖擦或碾压，上述四种方式形成的损伤在人体上出现的比例分别为9.2:7.4:3.5:2.5，其中以撞击和摔跌为主。据调查统计，行人与车体前部发生碰撞占车辆碰撞位置的78.3%。当撞击发生在头、胸部可直接导致严重损伤，甚至死亡。伤者倒地后可能进一步被车轮碾压，造成多发伤。通常情况下行人损伤是由于身体受到直接碰撞或身体各部位受到传递力作用造成的，如行人下肢多与保险杠发生直接碰撞，表现为“承重腿损伤”，其特征是承重腿往往出现骨折，而非承重腿多呈现软组织的挫伤或撕裂创。同时，研究表明步行中行人交通事故，直接撞击部位也常出现在腰部及臀部，上述部位常由于强力打击多发骨盆及大腿骨折，此时也可造成胸腹部的损伤，这主要与车型大小和身高有关。在此碰撞瞬间，胸部又与发动机罩或前围，头部与挡风玻璃等发生撞击，造成头、胸部损伤。

二、行人事故人体碰撞运动特点

行人由于走路姿势、性别、年龄、身高、体重及心理、精神等自身因素影响，其运动过程极为复杂，不但与直接撞击部位发生接触，还与车体其他部位、地面等发生二次碰撞，两者造成人体损伤的严重程度不同，这主要取决于行人的身体与车辆或地面发生碰撞时的部位以及碰撞速度大小。同时，研究表明，行人的身高对头部碰撞速度有一定影响，车辆初始碰撞位置高度与行人身高之比越小，即前部车体的高度越低或行人身高越高，头部的碰撞速度就越大，头部碰撞挡风玻璃的概率也越大。

行人事故中人体碰撞、运动过程及损伤程度与车速之间存在一定的关系，一般认为行人与车速之间表现为：向前发射（15km/h以下）、附着撞出（40km/h以下）、挡板弹出（40km/h）、前盖弹出（60km/h 以下）、筋斗翻出（60km/h）等三类。当碰撞速度低于 25 km/h 时，行人通常只受轻微伤，当碰撞速度介于 25~55km/h 时，行人受到严重损伤的概率呈上升趋势。当碰撞速度超过 55km/h 时，常造成行人死亡。由于车速不同产生的碰撞加速度不同，造成的车辆损坏和人体损伤的严重程度也不同，一般速度越快、制动越慢，损伤越重，致死率越高。



三、典型案例分析

（一）案例资料

2005年2月28日，长安SC1011G微型厢式货车由西向东行驶至某路口左转弯时，与由北向南横穿路口的行人相碰撞，行人当场死亡。事故现场情况见图2-7-1~图2-7-4所示。



图 2-7-1 事故现场人体位于车头右前下方



图 2-7-2 事故现场侧面照



图 2-7-3 小货车后挫擦刮印



图 2-7-4 肇事车辆损坏情况

1. 车辆损坏情况　微型厢式货车右前照灯具松动移位，面罩装饰板右部破裂，前围距车右端40cm、离地高96cm为中心见34cm×29cm凹瘪，伴有泥灰揩拭痕迹；右前轮扭力杆、前横梁及右前悬挂托架的下侧均见泥灰揩拭痕迹，见图2-7-4。

2. 人体损伤情况　死者，女性，153cm。枕部左侧见8cm×8cm头皮擦挫伤、左侧眼睑青紫，左侧外耳道积血，左眼外眦处见1.5cm×1.5cm皮肤擦伤伴4.5cm×2cm挫裂创，骨盆扪及骨折，左肘伸侧见1.5cm×1cm皮肤擦伤，右膝前2.2cm×1.5cm皮肤擦伤(距足底38~40cm)。

（二）计算机仿真方法

1. 肇事车辆建模　根据车辆外型参数(表 2-7-1),用 31 个椭球体表示小货车的车身结构,4 个车轮用椭球体与地面接触。将上述 35 个椭球体黏附于重心位置上一个体上,并且该位置用一个自由铰链控制体(即整个车辆模型)的位置和旋转。建立坐标空间以及用平面表示的地面，在干水泥路面上选择车轮与地面的摩擦系数 0.7,见图 2-7-5 所示。

表 2-7-1　车辆外型的参数表

整备质量(kg)	长(mm)	宽(mm)	高(mm)	轴距(mm)	前轮距(mm)	后轮距(mm)	前悬(mm)	后悬(mm)
700	3690	1395	1900	1990	1205	1200	760	940

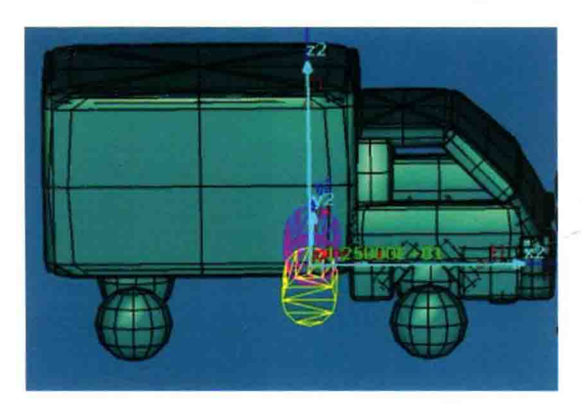


图 2-7-5　车辆及路面模型建立

2. 事故受害者人体建模　由于事故受害者是身高 153cm 的女性行人，假人模型使用小尺寸女性行人假人模型,如图 2-7-6 所示,调节假人模型各关节铰链的旋转及位移得到正确的行走姿态。

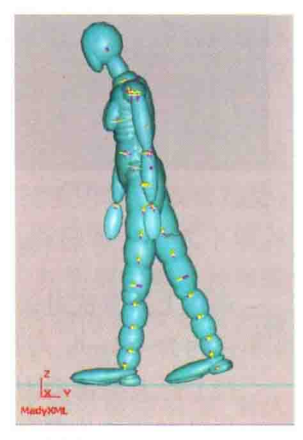


图 2-7-6　人员模型

3. 事故初始碰撞位置确立　结合车辆碰撞痕迹和人体损伤情况分析，可以得到车辆保险杠与行人右下肢、前围右侧与右大腿、臀部及前臂发生碰撞、枕部着地的特征,基于此,确定人、车初始碰撞位置如图 2-7-7 所示。

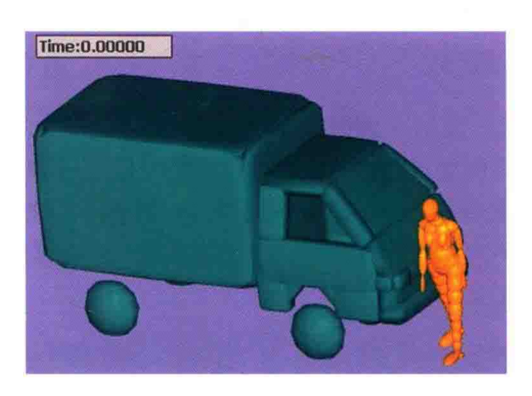
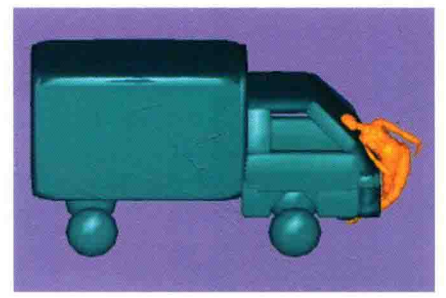


图 2-7-7　初始时刻人车位置关系

4. 碰撞运动仿真结果

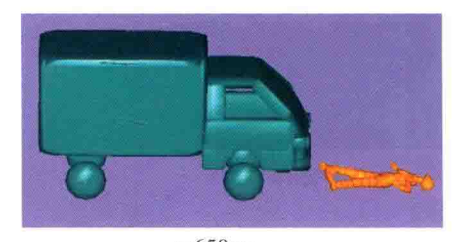
(1) 碰撞过程　由事故现场人、车位置关系及现场挫擦刮印，经 MADYMO 软件模拟得到人、车碰撞运动过程如图 2-7-8 所示。



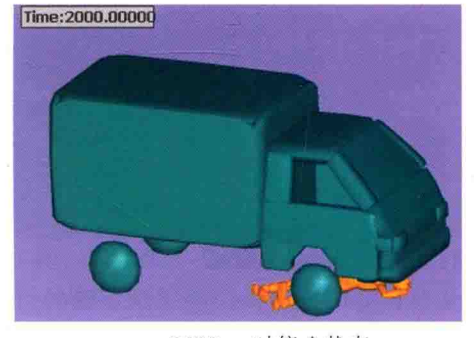
t=50ms



t=350ms



t=650ms



t=2000ms 时停止状态

图 2-7-8　人、车碰撞运动过程的计算机模拟

利用上述方法对该交通事故进行再现，经过大量计算可以得出人车碰撞前小货车车速约为 45km/h，与事故调查取证中得到的车辆行驶速度小于 50km/h 相吻合。

(2) 行人损伤动力学响应结果　由多刚体方法建立的数字假人模型可以得到行人运动过程中头部和胸部的动力学响应数据，如图 2-7-9、图 2-7-10 所示。

由图 2-7-9 和图 2-7-10 可知，头部和胸部损伤均为车辆直接撞击所致，其中

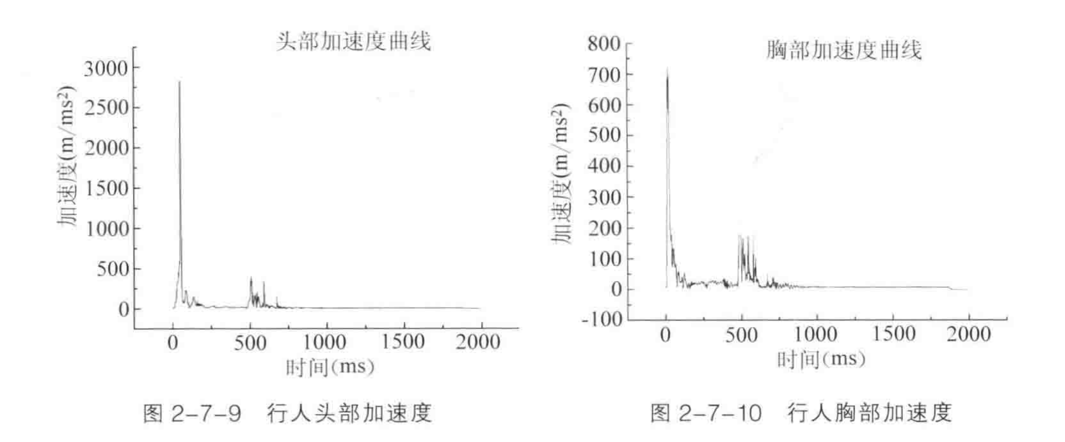


图 2-7-9 行人头部加速度

图 2-7-10 行人胸部加速度

由计算机模拟得到 t=50ms 时头部最大加速度为 2826m/ms^2，计算得到此时 *HIC*36 为 4181，远大于安全界限 1000 的标准，与法医学检验结论行人系颅脑损伤死亡相吻合。t=20ms 时，胸部 3ms 最大加速度为 734m/ms^2，超过了胸部安全界限 600m/ms^2 的标准，参照相关标准，理论上应造成胸腔器官的损伤(此事故中行人因未进行尸体解剖，人体内部器官损伤情况未做详细记录，但结合骨盆骨折，其胸腹部损伤应较为严重)。由此分析，在 t=20ms 时，胸部持续 3ms 最大加速度为 734m/ms^2；t=50ms 时，肇事车辆挡风玻璃与行人头部发生接触，此时头部最大加速度为 2826m/ms^2；结合肇事车辆右前照灯具松动移位，面罩装饰板右部破裂，前围距车右端 40cm、离地高 96cm 为中心见 34cm×29cm凹瘪伴泥灰揩拭痕迹及行人骨盆骨折的特征，可以认为车辆面罩装饰板右部及前围首先直接撞击行人臀部，继而由于车辆向前行驶的动能与人体后移的惯性力，躯干部向车辆面前围倾倒，其头部与挡风玻璃发生二次碰撞后，与车体分离。结合头、胸部加速度曲线可知，行人与车体分离后，躯干部先着地，因此头部摔跌伤损伤程度较轻。之后，随肇事车辆向前移动，行人进入车底，结合现场图及右前轮扭力杆、前横梁及右前悬挂托架的下侧均见泥灰揩拭痕迹，可以认为此时车辆与人体未发生再次碰撞或碾压，与计算机模拟的人体各部位损伤动力学响应结果相一致。

由于车头近似平面，虽未出现上述典型的碰撞三联伤，但由计算机仿真研究重建的车外行人的致伤方式和过程，较为明确地说明了上述碰撞后行人的致伤趋势：在碰撞速度为45km/h时，小货车右前照灯、面罩装饰板右部、前围等与行人下肢及骨盆等部位发生了直接碰撞后死者身体倾倒向发动机罩盖，其头部左侧与挡风玻璃发生二次碰撞并左眼外眦处形成挫裂创；接着受车辆碰撞力的传导，人体被挡板弹出后身体背部着地，并进入车底。

因此，采用多刚体动力学方法建立汽车、行人和路面的多刚体碰撞模型，对人车事故碰撞过程进行仿真求解，有助于行人事故中人体损伤致伤方式的判断，有助于交管部门快速进行事故原因分析。

第三章
基于有限元技术的损伤生物力学分析

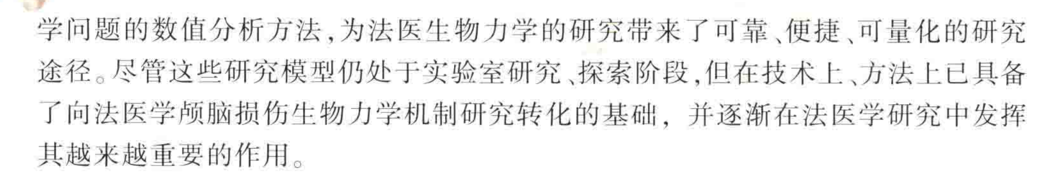
第一节　有限元分析技术及其在生物力学方面的应用

一、概述

人体损伤是法医实际工作中最常见也是最重要的内容之一，准确鉴识和判断损伤的性质、程度、方向等生物力学特征不仅是侦查人员分析判断追踪疑犯的主要抓手，而且在法律上也是定罪量刑、划定责任的主要依据。

传统法医学理论对于损伤的生物力学机制有一定的认识：如损伤的发生与受力方向、方式和力的作用面的关系，骨折线走向与受力方向关联程度；在不同受力方式下，人体组织发生整体变形还是局部变形、加速运动还是减速运动……然而，遗憾的是目前法医学关于人体损伤的生物力学机制方面的研究仍然十分模糊，很多问题诸如：骨折线的形态和分布与力的作用面和作用方式的关系如何？是一个方向的力还是多种力共同作用的结果？是加速运动还是减速运动？力是如何在不同质地、不同结构的组织内传导的？不同颅骨几何特征和材料属性条件下骨折形态会发生如何变化？致伤物是何种质地？大小、形状如何？以不同速度、方向造成颅骨怎样相应的形态学改变？……上述一系列关于损伤生物力学机制和致伤物特征的问题的解决手段目前无外乎是肉眼观察、尸体解剖和经验判断，这种古老的传统手段在认识上不仅笼统、模糊，在某些问题上因不同人的判断不同有时结果可能相去甚远，而且也越来越不适应我国法制化的进程和重客观事实、讲科学证据的时代潮流。

近年来，随着影像学技术和计算机技术的发展，逐渐形成了一种新的生物力学研究手段——基于 CT 扫描 DICOM 格式医学图像的有限元生物力学分析(biomechanical analysis of finite element)，该方法是在对实物影像学扫描的基础上，建立以相互关联的单元体为基础的网格化结构，通过生物力学分析软件，观察对给定条件下颅骨的应力应变改变。这种从工程力学分析发展起来的求解连续介质力



学问题的数值分析方法，为法医生物力学的研究带来了可靠、便捷、可量化的研究途径。尽管这些研究模型仍处于实验室研究、探索阶段，但在技术上、方法上已具备了向法医学颅脑损伤生物力学机制研究转化的基础，并逐渐在法医学研究中发挥其越来越重要的作用。

二、人体有限元模型

（一）有限元方法的原理

有限元方法的基本思想是将连续的求解区域离散为一组有限个按一定方式相互连接在一起的单元的组合体。由于单元能按不同的连接方式进行组合，且单元本身又可以有不同形状，因此可以离散化几何形状复杂的求解域，即将需计算的几何结构行有限单元划分，用网格实现趋近其真实结构，用每个单元内假设的近似函数来分片表示全求解域上待求的未知场函数。通过对各个单元内场函数进行计算，计算结果通过方程组整合后用来描述整个结构的情况。其单元尺寸越小，网格密度越高，结构模拟就越真实，求解计算的误差也越小。最小位能原理和基于它的节点位移为基本未知量的位移元是固体力学有限元方法中应用最为广泛，也是最成熟的一种选择。现行的有限元方法的通用程序几乎无例外的都以位移元作为它最主要的甚至唯一的单元形式。

通常有限元方法求解都遵循以下基本步骤：

(1) 模型的离散化　即选择合适的单元形状，将拟分析的物体假想分成有限个分区或分块的集合体，单元结点的位移、节点力即为所需求解问题的基本未知参数。

(2) 挑选形函数或插值函数　选择一组函数，通过函数确保每个“有限单元”节点位移、节点力的唯一性，且能通过节点位移、节点力来确定该单元的位移和受力状态。

(3) 确定单元的性质　对单元的力学性质进行描述。一般用单元的刚度矩阵来描述单元的性质，确定单元节点力与位移的关系。

(4) 组成物体的总性质方程组　利用最小能原理建立有限元方程，组成物体的总性质方程组集成了单元刚度矩阵和单元等效节点载荷列陈来表示整个物体性质的结构刚度矩阵和结构载荷列阵。

(5) 建立起整个总节点载荷与总节点位移的关系，解有限元方程和辅助计算引入强制边界条件，解方程得到节点位移、节点力，用一定的数学方法计算上述所形成的总性质方程组，解出其未知量。然后，根据实际问题进行必要的辅助计算。

体组织器官通过三维建模和单元离散，最终形成人体有限元模型，在给定边界条件、载荷和材料特性后，通过计算机求解方程组，得到人体模型的位移、应力、应变等结果，从而重建和预测可能发生的损伤部位、损伤形态及损伤程度，为法医损

伤鉴定提供参考依据。

人体模型的运动方程如下：

$$[M]\{\ddot{u}\}+[C]\{\dot{u}\}+[K\{u\}=\{F(t)\}$$

式中：$[M]$为质量矩阵，$[C]$为阻尼矩阵，$[K]$为刚度矩阵，$\{F(t)\}$为随时间变化的载荷函数。$\{\ddot{u}\}$为节点加速度变量，$\{\dot{u}\}$为节点速度变量，$\{u\}$为节点位移变量。由方程可知，人体的损伤响应与模型的质量、阻尼及刚度等自身特性相关，同时也是对外力载荷的直接响应。根据上述方程通过显式迭代的方式，可以求解出模型中所有节点的位移、速度及加速度值，最终求得不同组织的形变，从而预测出不同的损伤部位及损伤形态。

（二）肌骨骼系统的有限元建模

人体肌骨骼系统(musculoskeletal system)的有限元建模与分析能为人们了解人体内部的应力、应变状况提供有效的方法。大部分有限元模型将骨密质骨的材料属性定义为线弹性各向异性，弹性模量与泊松比的值根据部位的不同而不同。1972年，Brekelmans 首先建立了人体骨骼的有限元模型来研究在生理载荷下的应力问题。从此，用有限元模型来模拟人体肌骨骼系统的方法不断被应用。目前，这种方法已经被用来分析人体大部分肌骨骼系统，如脊柱、上肢、足踝等。随着计算机科学的飞速发展，有限元理论和软件也逐步发展，已由以前简单的二维结构分析发展到复杂的三维结构静力学分析和动力学分析，并且模型建立的方法也在不断更新，仿真的真实度和计算结果的精度在不断提高。

一个可靠准确的有限元模型主要取决几方面因素：几何模型真实性、网格化单元的属性、材料属性的真实性、加载和约束条件的合理性。随着研究的不断深入，这四个方面也在不断地提高。三维 CT 和 MRI 图像重建为几何模型的建立提供可能性；随着非线性分析理论和技术的提高，处理复杂问题的能力不断增强，如接触、大变形问题，同时有限元单元的种类也越来越多，适合不同的分析情况；通过大量的试验，人们对人体骨组织和各种软组织的属性认识也越来越清楚；运动学、动力学仿真的精度也不断提高，肌肉力的计算方法也更加可靠，这些都为人体有限元建模和计算技术的提高提供了前提条件。

目前，国内外关于人体肌骨骼系统进行的有限元研究，主要是体现在对人体局部骨骼进行有限元的建模和计算方面。人体骨骼系统的各个肢体部分，都有相应的有限元建模和研究方面的报道。由美国国家医学图书馆发起的可视人体项目(visible human project，VHP) 于 1994 年和 1995 年分别完成男女两个人体彩色光学照片截面图像以及 CT 和 MRI 断层扫描图像数据集，开创了数字解剖学和数字化虚拟人体的新时代。欧盟于 2002 年启动的 VAKHUM (virtual animation of the kinematics of the human for industrial，educational and research purposes)项目，目前已经建立了人体上肢、下肢、胸腰部、足部等处的有限元模型。这些模型是基于美国可视

人体项目所建立的冷冻切片数据集和CT断层数据集所建立的,采用了商业有限元软件Ansys作为其有限元建模工具,共建立了六个不同网格精度等级的有限元模型库,分别用于不同的应用场合。通过CT断层图片建立有限元模型,通过运动学分析建立下肢运动学数据、关节作用力以及肌肉附着点,然后进行有限元分析,最后形成一个集成的数据库,供相关研究或应用人员使用。这是目前在人体有限元研究领域最为全面的研究成果。然而,该项目只建立了人体下肢肌骨骼系统的有限元模型,且模型的网格划分比较粗糙,没有对人体全身进行系统整体的有限元分析。此外,美国、英国、日本等发达国家,均在人体有限元建模方面做了很多工作。

在我国,2006年上海交通大学的国家重点项目“中国力学虚拟人”,开创了数字化物理人方面研究的先河。该项目先后和“欧洲力学虚拟人”项目、“韩国力学虚拟人”项目合作,组建国际力学虚拟人平台,中国、英国、瑞典和瑞士四国科学家参与了力学虚拟人合作计划,并在中国建立仿真实验台。数字人体在医学研究、医学应用、医学教学等方面具有极其重要的意义,比如:模拟手术已在激光肝癌治疗、角膜显微手术、神经外科等领域应用;各种虚拟内镜的模拟检查训练;介入微创手术的术前模拟。数字人体不仅在医学领域得到广泛应用,在国防领域可以模拟武器的伤害测试,在新药研究过程中可以模拟新药测试,在航空航天方面可以模拟失重测试和辐射测试等。

(三)人体各部位局部有限元模型的建立

1. 头部有限元模型的建立

(1) 二维有限元模型　最早建立头部中心矢状面的二维有限元模型,单元类型仅有壳单元和流体。随后,具有轴对称的充满液体的球壳模型也尝试建立。该模型模拟了头皮、颅骨和大脑,发现了脑脊液在冲击点附近存在的压力梯度,在对冲点附近存在张力梯度。至1990年,已有学者开始建立大脑冠状面的二维有限元模型来研究弥散性轴突损伤问题。模型结果和尸体实验结果相比较,表明颅骨和大脑的接触表面、几何形状以及大脑的分布等,都对大脑在惯性载荷下的响应有很大影响。头部的冠状切面平面应变模型出现,用于研究头部在侧向撞击下的响应,模型的响应和公开的尸体实验的数据符合较好。该研究表明脑膜对大脑应力分布有重要影响。以模型震动模式为基础的头部矢状面的有限元分析模型研究发现,大脑在颅骨内的整体振动是对冲伤产生的原因之一。而头部的冠状切面二维模型(图3-1-1)则用于研究DAI损伤机制,结果表明转动加速度可以引起DAI损伤,而且由于头部结构的影响直接的线性加速度冲击也能引起DAI损伤。

(2) 三维有限元模型　近30年来,学者们建立了有很多具有真实几何结构(包括大脑、小脑、脑干、脑室和硬脑膜)的头部三维有限元模型。但模型中颅骨被定义为刚体,颅骨变形对大脑冲击响应的影响无法估测。逐渐出现了具有精细解剖结构的三维模型,包括头皮、三层结构的颅骨、硬脑膜、脊髓液、大脑和大脑镰。使用尸体

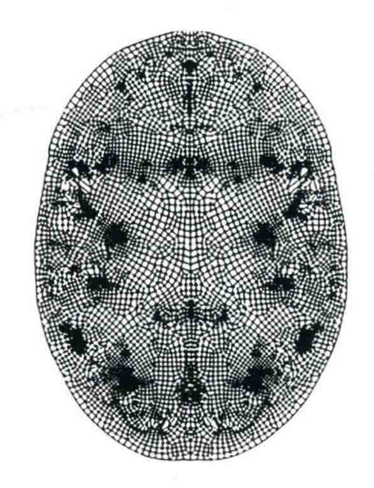


图 3-1-1　头部的冠状切面二维模型

实验的数据验证颅脑在冲击响应下的力和颅内压力。模拟结果表明,对冲压力在枕骨受冲击时比额骨受冲击时大,最大切应力发生在脑干处。大脑的黏弹性对压力响应影响很大,冲击速度较冲击质量对大脑压力响应的影响大。另外,有学者建立了基于磁共振扫描的三维有限元模型,模型包括大脑的主要解剖结构。该模型在冲击下的加速度、颅内压力等响应与尸体实验有一定差别,原因可能是将颅骨简化为刚体与实际情况不符合。随着对模型进行的不断修正,重新构建了颅骨模型,改进了模型响应和尸体实验的相关性。图 3-1-2 所示是较为典型的一种头部三维有限元模型。

此后,头部三维有限元模型得到不断改进,重新划分了大脑有限元网格,采用

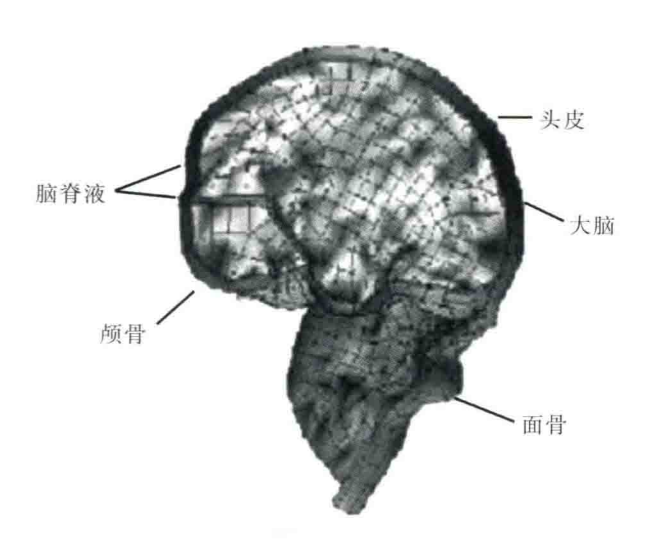


图 3-1-2　头部三维有限元模型

更小的单元,灰质和白质使用不同的材料属性,为了节省计算时间将三层结构颅骨简化为单层结构。在此基础上,有限元模型越来越趋真实:在颅骨和大脑之间引入了滑动面。这样脑脊髓液的内表面就可以相对软脑膜的外表面更接近真实的情况进行滑动。二维有限元模型在构建难度、计算结果量化、材料特性研究和模型固有频率方面较三维模型有优势。但三维有限元模型较二维模型能完整地反映颅脑解剖结构,可对颅脑三维空间内的力学参数进行研究。

目前,借助于医学影像学及医学图像处理技术,有限元软件可根据影像学资料或人体解剖学测量数据建立三维头部结构模型,并把通过材料力学方法测量的生物力学材料特性赋予此模型,在计算机中建立起虚拟的"实验标本",然后对模型在几何约束、固定载荷、冲击载荷等条件下进行模拟拉伸、弯曲、扭转、三点弯曲、抗疲劳等力学实验,通过求解可以获得该虚拟对象与实验标本类似的生物力学指标,如对象的刚度、任意部位的结构变形、应力或应变分布、内部能量变化、极限破坏等变化情况,从而进行如静力分析、动力分析、失效和破坏分析、流体分析等多项分析。对外力造成的损伤、颅骨骨折及骨裂纹的发生、发展进行分析预测,还可分析头(颈)部结构性受力疲劳引起的损伤以及血管内血液流动引起的损伤。由于颅脑结构的组织材料繁杂,相关的理论和实验研究仍在不断更新中。当前绝大多数有限元模型将颅脑组织视为均质性、各向同性的黏弹性材料,参数包括杨氏模量(E, MPa)、泊松比(横向变形系数,υ)和密度(ρ,kg/m^3)。此外,还有研究将脑组织作为线性或者黏弹性材料赋值,并结合大变形理论进行模拟脑组织的切应变等力学响应研究,也得到了较好的结果。

2. 胸部有限元模型的研究与进展

随着医学扫描和计算机技术的不断发展,在过去四十多年中,人体三维有限元建模的研究得到了很大的发展,而用于胸部损伤研究的人体胸部有限元模型的构建也始于 20 世纪 70 年代,并一直持续至今。最初的人体胸部三维有限元模型忽略了软组织特性而使用了线弹性属性,仅在胸骨上施加了静态载荷。随后出现了包括脊柱、1~10 肋骨、胸骨等骨性组织以及肌肉和内脏的完整胸部有限元模型。该模型用梁和壳单元来模拟肋骨,膜单元模拟肌肉组织,23 号实体单元模拟内脏组织。同样加载静态载荷,发现加载部位对胸部响应有较大影响。于是有人又建立了位于第四根肋骨处的二维横断面有限元模型,见图 3-1-3。包括心脏、肺、肋骨、主动脉、血管和纵隔,定义为各向同性的线弹性材料。

到1989年,三维有限元胸部模型已包含7213个节点和6032个八节点固体单元定义的椎骨、肋骨、椎间盘、肌肉、软骨、韧带、黏弹性的内脏和一个刚性的冲击器。随后开发建立了一个改进的包括12根肋骨的模型。器官以一个连续体代替填满胸腔,实验仿真分别以初速度为9.55mph和15mph的冲击器仿真结果与实验结果对比。结果发现,整个模型太光顺,比如,峰值位移太大而峰值受力太小。因此,1994 年,上述模型得以不断优化。研究表明,用一层相对刚性的单元封闭模型顶部对改进轻

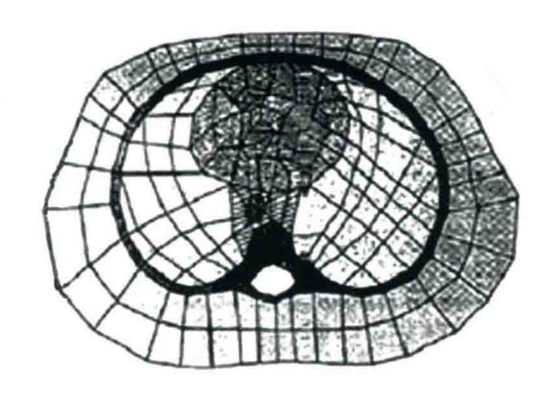


图 3-1-3　胸部横断面有限元模型

微响应效果不大。但是,加强肋间肌单元、调整内部组织的剪切模量 G、修改胸骨块对加强模型响应有较大作用。1995 年具有心脏和肺部组织等符合解剖学结构的模型建立,并与其他骨性结构和器官构成了完整的人体胸部有限元模型。但是在肋骨的横断面上只用了一个单元表示,因为使用单点积分法进行分析计算,这些单元不能提供弯曲刚度。胸腔弯曲刚度由连接胸腔内外模拟肋间肌的两层壳单元提供。1999年,经研究三维人体有限元模型、混Ⅲ假人模型和欧洲侧碰一号假人模型在碰撞条件下的响应后发现,人体有限元模型比假人模型对约束系统参数和安全气囊气压的变化更敏感。

2001年,出现了包括上肢的人体胸部有限元模型,见图 3-1-4,模型更加符合人体解剖学结构,改进了材料特性参数,并可用于多个方向的碰撞仿真。2008 年,

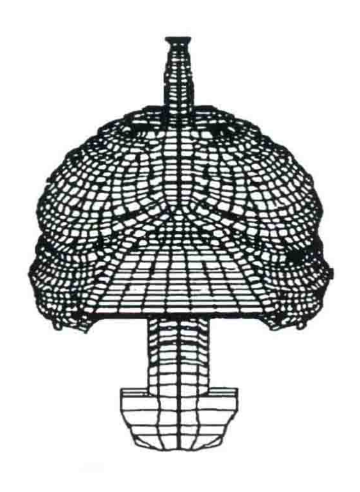


图 3-1-4　2001 年的胸部有限元模型

出现了利用可视人体项目获得的人体 CT 数据建立了人体胸腹三维有限元模型，见图 3-1-5，其肋骨组织利用梁单元和壳单元来模拟。大部分软组织包括皮肤、肌肉、心、脾、肺、肾、胃等用均匀体单元来模拟，并定义为超黏弹性材料模型。

国内由于医学和武器损伤保护研究需要，在胸部有限元方面取得一定成果。2007 年有学者已建立了人体胸廓三维有限元模型，包括锁骨、肋骨、脊柱等骨性结构。所划分的为四面体网格，均赋予线弹性材料，对其仅施加了静态载荷。2008 年张治纲建立了完整的人体胸部有限元模型，见图 3-1-6，包括肌肉、骨骼和胸腔内主要器官，由八节点六面体网格组成，为肌肉和器官定义了黏弹性材料特性参数，为骨骼定义了线弹性材料特性参数。模型各部分之间的界面使用共节点的方式约束，即不允许接触界面间存在穿透和相对滑动。



图 3-1-5　国外胸部有限元模型

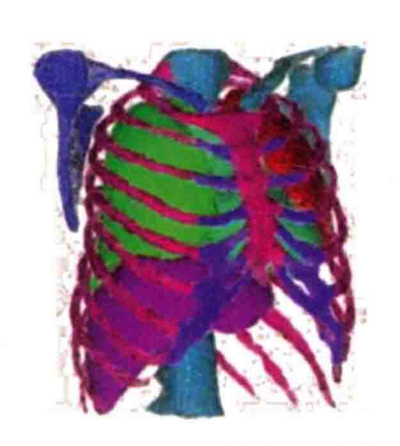


图 3-1-6　国内胸部有限元模型

自 1970 年建立第一个人体胸部有限元模型开始，随着计算机技术及医学 CT 技术的发展，胸部模型的结构越来越复杂、越来越精细，在几何形态上更加符合人体解剖学结构。如今的模型大部分都具有肌肉、肋骨、脊柱、心、肺、动脉等组织。通过更多采用八节点六面体单元，提高了计算精度。而利用更准确的生物材料特性参数，肋骨定义线弹性材料，肌肉和内脏等软组织定义黏弹性材料，使人体胸部有限元模型更加符合生物人的生物力学特性。建立的胸部有限元模型有二维和三维两种，三维模型较二维模型能更好地反映胸部解剖结构，并可研究其三维空间力学参数。但二维有限元模型构建简单，计算较快，对计算机性能要求低，在研究模型的材料特性和固有频率方面更有优势。

三、有限元模型的模拟分析

有限元模型中分析的结构不是原实验对象，而是由许多单元应用一定的材料属性、一定的接触方式构成的离散体。也就是说，有限元模型对研究对象作了简化

和理想化处理，如形状的简化、生物力学特性的理想化，以及对接触方式、加载条件、边界条件等的简化。模型能否反映模拟对象应用于不同用途所需的特征，在什么条件下可以实现合理仿真是在仿真前必须知道的问题。应用于碰撞研究的人体胸部有限元模型在碰撞过程中的力学响应的研究也必须建立在模型有效的基础上，才能应用于实际工程研究工作中。对胸部有限元模型的验证，多数是通过参考以往的尸体撞击实验，模拟其实验加载和约束条件等，对比仿真与实验结果，一般包括撞击力、胸部变形量、加速度、应力与应变等响应量，以此评估模型的有效性。而尸体试验不仅涉及实验本身，还涉及伦理道德的问题，因此从 20 世纪 70 年代开始人体损伤实验至今，最有价值的实验数据都来自于早期的尸体实验。

人体机械性损伤问题属于大变形、大位移的动力学问题。这种情况在 LS-DYNA 3D 中使用的是非线性动态显式有限元算法，该算法适用于分析变形体和刚体的大变形动态响应。

（一）运动学和动力学的基本方程

当物体发生变形时，t=0 时令其在空间固定坐标$\{X_i\}$中的初始形状为 B_0，B_0中任一点的初始位置为 $X_a(a=1,2,3)$。以后的任意时刻 t，该点移动到空间位置 $X_i(i=1,2,3)$，则物体的运动方程可由拉格朗日(Lagrange)描述法表示为：

$$X_i=X_i(X_a,t)$$

根据 D'Alembert 原理以及任意时刻具有体积 V 的物体中微元体的平衡条件，可以得出物体中任意质点处的平衡微分方程：

$$\rho\ddot{X}_i=\sigma_{ij,j}+\rho f_i$$

式中：ρ 为质量密度，X_i为位移，σ_{ij}为 Cauchy 应力张量分量，f_i为单位质量的体积力。以上公式满足以下约束条件：

在 t=0 时的初始条件

$$X_i(X_a,0)=X_a$$

$$X_i\ (X_a,0)=V_i(X_a)$$

式中：V_i为初始速度。

边界条件：

自由边界上∂b_1的应力边界条件为：

$$\sigma_{ij}n_i=t_i(t)$$

固定边界上∂b_2上的位移边界条件为：

$$x_i(x_a,\ 0)=D_i\ (t)$$

不连续接触边界上∂b_3上边界条件为：

$$\left(\overset{+}{\sigma}_{ij}-\overset{-}{\sigma}_{ij}n\right)n_i=0$$



式中：t_i为表面分布力；D_i为位移；n_i为表面边界的单位外法矢。

根据虚功原理，将上式左移后分别乘以任意小的位移 δx_i，并在体积域 V 和边界S上积分，相加后得到虚功方程：

$$\int_v (\rho\ddot{x}_i - \sigma_{ij,j} - \rho f)\delta x_i dv + \int_{\partial b_1} (\sigma_{ij}n_j - t_1)\delta x_i ds + \int_{\partial b_3} (\sigma_{ij}^+ - \sigma_{ij}^-)n_j \delta x_i ds = 0$$

由变分原理，化为

$$\int_v (\sigma_{ij,j}\delta x_{i,j})dv = \int_{\partial b_1} \sigma_{ij}n_j\delta x_i ds + \int_{\partial b_{31}} (\sigma_{ij}^+ - \sigma_{ij}^-)n_j\delta x_i ds$$

由

$$(\sigma_{ij,j}\delta x_{i,j})dv = \sigma_{ij,j}\delta x_{i,j}$$

得到虚功的弱形式

$$\int_v \rho\ddot{x}_i\delta x_i dv + \int_v \sigma_{ij}\delta x_i dv - \int_v \rho f\delta x_i dv - \int_{\partial b_1} t_i\delta x_i dv = 0$$

将域 V 用有限元离散化，可化为二阶常微分方程组：

$$\sum_{m=1}^{n}\left\{\int_{V_m}\rho N^t N a dv + \int_{V_m} B^t dv - \int_{V_m}\rho N^t b dv - \int_{\partial b_1} N^t ds\right\} = 0$$

式中：n 为单元个数，N 为形函数矩阵，σ 为应力向量，B 为应变位移矩阵，a 为节点加速度矢量，b 为体积力矢量，t 为外加载荷矢量。

$$b=\begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} \quad t=\begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix}$$

将各单元的外力和内力相加，除以对角质量矩阵后就可得到各自由度的加速度。时间 t 时刻的运动方程如下：

$$a^t = M^{-1}(P^t - F^t + H^t)$$

式中：M 为对角质量矩阵，P 为外力，F 为应力分量，H 为霍格拉斯阻力。

（二）数值计算—中心差分法

一般在求解大变形的碰撞接触问题时，都会采用显示求解法。显示求解法是将 t 时刻的位移从前一时刻 τ 的位移、速度和加速度求出，而不需要求解运动方程式，

计算效率高。但是在显示积分方法的迭代过程中,必须保证其运算是条件稳定的,其时间步长由 Courant 稳定性条件确定,这一条件要求时间步长足够小,以使应力波传递在一个时间步长中不跨越有限元模型中的最小单元。显示积分方法所允许的时间步长恰好与精确描述材料本构关系所要求的时间步长是同阶的。中心差分法是一种常用的显示积分方法,速度与位移计算如下:

$$V^{n+1/2} = U^{n} + V^{n-1/2} + a^{n}\Delta t^{n}$$

$$U^{n+1/2} = U^{n} + V^{n+1/2} + \Delta t^{n+1/2}$$

式中:$\Delta t^{n+1/2} = \dfrac{\Delta t^{n} + \Delta t^{n+1}}{2}$

U,V 分别是节点的速度和位移矢量,时间步长用 Δt 表示。Δt 按 Courant 稳定性条件计算如下:

$$\Delta t \leqslant \frac{L_e}{C_e}$$

式中:L_e为单元 e 中两个节点的最短距离,计算中常取单元的最短边长或最短对角线长度;C_e为波在单元 e 中的传播速度,计算如下:

$$C_e = \sqrt{\frac{E}{(1-\gamma^2)\rho_e}}$$

式中:ρ_e为单元 e 的材料密度,E 为材料的杨氏弹性模量;γ 为泊松比。

四、有限元方法的法医学应用

决定有限元生物力学研究精细度和准确度的关键在于如何建模,传统的磨片切片法、三维测量法、CT 图像处理法建模等,经证明存在较多缺点。特别是整个过程是人为识别组织结构,致使误差在所难免,从而影响模型的精确度。近年来,MSCT 和 MRI 等高质量的扫描图像使有限元建模的技术瓶颈得以突破,硬件和软件方面的革新使 MSCT 和 MRI 的图像可方便地进行格式转化,产生符合有限元建模所需的基于医学图像通信标准存储格式的医学图像,目前该方法已被认为是三维有限元模型建模的主流方法。随着研究的深入,该建模方法逐步得到完善、逐渐成熟,再通过借助一些第三方的软件,如 MIMICS、SIMPLEWARE 等,不同学者建立的不同部位有限元模型已日趋完善。利用上述模型,依据撞击压——对撞压产生理论(coup-contre coup pressure theory) 将有限元模型在 PAM-CRASH、MARC、RA-



DIOSS、ANSYS 和 NISA 等软件中模拟力作用,不仅可真实地动态再现钝力性损伤全过程,还可对力作用动力学响应进行分时分析,并通过计算诸如 HIC 值等对力作用部位形变、位移、应力等生物力学响应及其程度进行研究。因此,有效建立符合真实损伤情况的有限元模型及开展虚拟状态下的应力响应研究, 已成为国内外学者研究的热点和难点,也是目前法医损伤学研究的新趋势。

(一)在颅脑损伤中的应用

有限元方法在颅脑损伤中的应用开展最早亦最为广泛。早在 20 世纪 70 年代初,国际上就开始构建用于颅脑损伤研究的有限元模型,早期构建的人颅脑有限元模型仅涉及颅骨、脑和颈椎等结构,之后逐渐增加了大脑镰、小脑幕、蛛网膜下隙,脑实质被划分为大脑半球、小脑及脑干,并区分出灰、白质和脑室。颅顶骨分为外板、板障和内板等。目前,有限元方法在法医学上广泛应用于高坠伤、交通伤、火器伤等颅脑损伤研究中,在损伤的发生预测、损伤程度评估、不同致伤方式造成的损伤辨别方面展现了其高精确度及实用性。国外学者将头部有限元方法应用于经连续两次高坠造成颅脑损伤的案件中,并成功区分了每一次高坠所致的损伤,该研究对于冲击伤、对冲伤及颅骨骨折的损伤部位及性质、程度预测均与检验结果相吻合。结果提示,该脑损伤有限元模型可以有效地分析法医案例中观测到的不同脑损伤的成伤机制。他们还运用有限元建模方法重现了自杀案件的案发过程,确认了死者自杀导致尸体头部两处枪弹创发生的可能性。在汽车碰撞评估试验有限元分析方面也有大量应用。现代影像学技术和软件技术的发展为有限元方法在法医学领域应用提供了良好的研究前景, 有限元方法可以在法医损伤领域逐步开展应用并成为常规检验方法之一。此外,国外学者还对头部火器伤的有限元研究投入了大量精力。国内湖南大学基于人体解剖学结构的人体模型(human body model,HBM)建立了人体头部三维有限元模型,采用人体头部碰撞实验数据,比较了实验与仿真中头部的动力学响应和颅内压力分布参数,对头部有限元模型进行了验证,可以用来分析研究车辆交通事故中颅脑创伤和损伤机制。天津科技大学对建立的人体颅脑三维有限元模型进行碰撞模拟,用刚性圆柱体撞击眉心处,撞击速度为 6.33m/s,撞击方式为水平自由撞击,均取得了相关的实验数据。

(二)在脊柱损伤中的应用

建立脊柱的有限元模型(包括椎体、椎间盘、韧带等),施以压缩、牵张、扭转、剪切等载荷,通过观察并计算脊柱的位移、形变、破坏等情况,可以研究高坠及交通事故所致的诸多脊柱损伤(如挥鞭样损伤、安全带损伤、屈曲、爆裂性骨折等)的发生机制。通过对脊柱的三维有限元分析表明:脊柱承受压缩载荷时,以椎体前方或者前下方、终板的中央部位、椎弓根处产生最大主应力,损伤易产生于上述部位。通过对胸腰椎脊柱有限元模型分别施加垂直压缩、压缩屈曲、分离屈曲载荷,成功解释

了压缩性骨折、爆裂性骨折及安全带损伤的的力学机制。在挥鞭样损伤方面，有限元方法研究发现：挥鞭样损伤机制并不是颈椎屈曲性损伤，而是碰撞时颈椎的过伸性损伤，这种过伸作用下产生的压缩载荷并不会导致椎体的压缩性骨折，而是使椎体产生异常曲线。通过建立颈部有限元模型研究后发现，在挥鞭样损伤过程中，整个颈椎的最大后伸角度出现在 C7~T1 关节段，其相应的椎间盘达到了最大的冯米塞斯应力值，故此部位极易损伤。

（三）在骨盆损伤中的应用

目前，钝力性作用（如高坠、交通事故等）致骨盆损伤的有限元建模研究报道较少，骨盆三维有限元模型主要应用于临床分析骨折内固定术后应力及应变分布。将骨小梁的材料属性及骨密质的厚度引入有限元，建立了骨盆的三维有限元模型，该模型能有效地描述骨盆骨密质的应力分布情况。而对个体化骨盆三维有限元模型的研究发现，不同的骨密质厚度及弹性模量的设置对应力集中会产生很大影响。此后，骨盆模型发展更为精细，将耻骨间盘与韧带引入骨盆有限元模型，通过分析人坐姿时外力作用于股骨或者大粗隆时耻骨联合的压力及切应力（shear stress）的变化而模拟交通事故所致骨盆耻骨联合损伤的受伤机制。通过模拟落塔式撞击器对于骨盆侧方的撞击，显示了在骨盆受到侧方冲击过程中的受力分布及损伤情况。研究发现，在对侧骨盆固定的情况下，侧方冲击使耻骨联合同时受到侧方压缩、向后弯曲、前后方向的以及上下方向的切应力，当各力超过骨盆耐受极限时即会在对侧的耻骨上支发生骨折；而当解除对侧骨盆的固定后，骨盆受到上述各力程度明显减小，骨折最易发生于冲击侧的耻骨上支，而冲击带来的韧带的应变、耻骨联合间的软骨盘的压缩及切应力、耻骨联合关节的向后弯曲亦对骨盆损伤有潜在的影响。国内学者利用影像学数据建立了正常的骨盆有限元模型，分别进行了冲击载荷、静载荷作用下骨盆三维有限元分析及其生物力学研究，并通过分析静载荷及冲击载荷作用下骨盆各部位应力分布以及骨盆各个单元在应力作用下的位移变化等，为临床分析及判断骨盆骨折类型、力学分布、冲击载荷影响等提供力学基础。

（四）在四肢长骨损伤中的应用

四肢长骨的有限元构建相对颅脑、脊柱及骨盆建模较为简单。国内学者以肱骨横截面 CT 图像为解剖学基础，提取骨断面的几何形状，建立肱骨的三维有限元模型；对于骨折断面与肱骨轴线成30°、60°、90°的情况，运用国际上通用的大型有限元分析程序 ANSYS 进行计算，分析肱骨在轴向受压时的应力分布及大小。应用三维有限元软件分析肱骨骨折后应力加载方向与加载力值，明确肱骨断面与非断面处应力差异较大，断面处应力较集中，且以断面为中心呈非严格对称分布，应力较大区域分布在距骨折部位10mm左右，是其他应力区的两三倍。进行了人在摔倒时股骨上端承载能力的有限元分析，对建立的有限元模型进行了验证并对摔跤姿态和

载荷位置对股骨承载能力的影响进行了深入研究。应用有限元分析软件 ABAQUS 建立人体股骨的三维有限元仿真模型,模拟暴力 4000N 情况下的应力分布,观察到人体股骨在不同情况下的生物力学特性和应力应变分布特点。

(五)在其他组织损伤中的应用

有限元方法还被运用于人体其他体表结构及体内器官的损伤评估中。通过建立有限元模型阐述了婴儿摇晃综合征中视网膜锯齿缘处出血及视网膜点状脱落的机制,并提出了区分视网膜交通致伤与虐待致伤的方法。通过建立有限元肋骨模型,模拟对其施加前后方向的动态弯曲载荷,预测的肋骨骨折部位与实际尸体实验结果相符。通过建立胸腔有限元模型(包括心脏、主动脉及其他相关胸腔内结构)并对其施加胸部的撞击,通过计算得到了创伤性主动脉断裂最易发生于主动脉峡部及肺动脉分支处的结论。通过建立有限元模型研究了上矢状窦旁桥静脉进入矢状窦的角度与冲击方向对桥静脉所受应力的影响,发现角加速度对此处桥静脉产生的应力比线性加速度产生的应力更显著,更易使桥静脉破裂致急性硬脑膜下血肿。

第二节　法医生物力学基础

一、法医损伤生物力学的损伤机制

损伤机制是对引起人体结构和功能损害的力学因素的一种描述。即阐明人体组织或器官在冲击过程中是如何损伤的。它是冲击损伤生物力学研究的基础。目前的研究认为,钝器冲击损伤机制是组织的变形或应变程度超过了它的可恢复限。冲击性加速度或过载对全身作用的机制一般认为冲击性加速度或过载对人体的影响与持续性加速度不同,它主要不是引起血流动力学改变,而是引起疼痛、短暂意识丧失和各种机械性损伤,如组织、器官变形、撕裂及破坏等,严重时可致死亡。其影响的程度除了与冲击过载峰值、作用时间、过载速率 3 个基本参数有关外,还与过载作用的方向、人的体位、束缚状况等因素有关。

(一)颅脑损伤机制

冲击环境中常见的颅脑损伤有两种:颅骨骨折和脑震荡。颅骨骨折往往是由于头部与周围环境介质直接碰撞、撞击引起,严重时合并脑损伤。脑震荡一般是由于突然减速或加速作用引起,脑的滞后运动在其组织中产生了切应力及切应变。

1. 线性加速度理论　运动的头部碰撞到静止的物体,颅骨受到撞击而产生很大的减速度,脑组织因惯性关系仍沿原方向继续运动,因而产生损伤。在着力点,由于直接撞击会产生正的压力梯度,在着力点的对冲部位则会产生负的压力梯度。另

外，由于大脑相对颅骨的线性和扭转变形以及颅骨变形对大脑的影响都可能成为大脑损伤的原因。通过使用动物和人尸体实验的结果研究表明，脑挫伤、脑血肿等局部性大脑伤害一般是由头部在水平面内的线性加速度引起，脑震荡的发生与直接撞击引起的线性加速度有很大的相关性；与角加速度没有显著的相关性。

2. 角加速度理论　该理论认为由角加速度引起的脑与颅骨之间、脑组织各部分之间的切应变会引起脑弥漫性损伤、脑震荡和脑桥血管的破裂。研究表明，角加速度是产生脑震荡性损伤、弥漫性损伤和硬脑膜血肿的最有害的因素，但是单纯角加速度致脑损伤的量级是非常高的。

3. 弯曲—拉伸假说 撞击过程中，由于头颈连接处的相对运动，可以使脑与脊髓交界处产生弯曲变形或者弯曲—拉伸变形也能引起损伤。

（二）颈损伤机制

颈椎屈曲程度、椎体质量、惯性特征等均会影响颈椎损伤的程度。颈椎在前屈位与中立位的损伤后果有很大不同，且这些特征之间也有相互作用，如惯性特征及载荷率可影响损伤颈椎的屈曲形式。

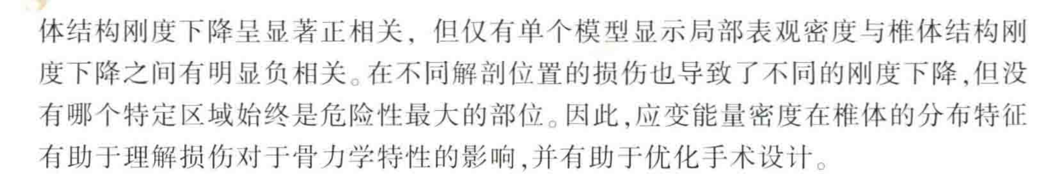
1. 颈椎曲度 颈椎损伤前的曲度影响着颈椎损伤的程度。损伤前曲度用偏心率（枕骨髁相对 T1 椎体的位置）来描述，在后伸压缩、屈曲压缩、过屈、垂直压缩四种情况下均观察到偏心率对损伤机制、损伤严重程度和骨折类型有明显影响，但对稳定性的影响并不明显。通过比较轴向载荷前凸与直立两种姿势下颈椎的损伤，发现两种姿势下的破坏载荷无明显差别，而破坏时间与骨折的变形程度在直立姿势下均明显小于前凸位。在前凸位的标本观察到受载部位出现载荷传递的平均分布，而在直立位时则可发生局部的过载。

2. 质量及惯性特征　通过数学模型分析颈椎椎体质量、质量惯性矩、活动节段刚度和载荷率等参数对颈椎在动载荷作用下弯折行为的影响，发现轴向压缩载荷下颈椎惯性特征可影响应力的峰值、颈椎活动和颈椎对冲击的耐受性，而椎体质量增加可使颈椎的运动学行为更加复杂且峰载荷和冲量值增大。增大椎体刚度亦可看到相似结果，而载荷速率增大则可导致峰载荷增大。

3. 椎体刚度　椎体骨折在颈椎损伤中很常见，颈椎椎体较胸椎和腰椎小，当较大载荷作用于较小横截面的椎体时颈椎易受损伤，如同时有椎体刚度下降则更容易造成骨折。近年来对于椎体强度影响因素的研究较受关注。

（1）骨密度　老年人骨密度降低，骨的脆性增加，由于松质骨的强度和刚度在很大程度上取决于骨的矿物质密度，椎体负载能力较差，易发生微细的骨小梁破坏。这种破坏可发生在椎体过载时，其损害的生物力学作用在老年人可能更为严重。

（2）应变能量密度　通过建立单个椎体切面的有限元模型，可确定应变能量密度、表观密度和解剖位置对椎体刚度的影响。结果显示，局部应变能量密度与椎



体结构刚度下降呈显著正相关，但仅有单个模型显示局部表观密度与椎体结构刚度下降之间有明显负相关。在不同解剖位置的损伤也导致了不同的刚度下降，但没有哪个特定区域始终是危险性最大的部位。因此，应变能量密度在椎体的分布特征有助于理解损伤对于骨力学特性的影响，并有助于优化手术设计。

（三）胸部损伤机制

胸部损伤生物力学是研究胸部在外载荷下的运动响应、胸部的损伤过程及其损伤机制，进而采取有效措施来减少胸部损伤的出现率。因此，要掌握胸部损伤生物力学，应该先了解胸部损伤类型、生物力学响应、损伤机制、评价标准及耐受限度等概念。生物力学响应是指人体在遭受外部机械载荷作用下，身体相关部位或器官所产生的机械和生物学特征等方面的响应以及由机械变化所带来的人体相关组织或器官的生物学特征变化。

损伤机制是指人体在外部载荷作用下，组织器官响应超过损伤极限，导致组织失效或者技能丧失的作用机制，一般分为黏性损伤、弹性损伤和惯性损伤。耐受极限是指与人体受载响应过程相关的物理参数在人体损伤发生时的阈值。损伤评价标准是通过与损伤强度相关的物理参数或一个由若干物理参数组成的函数来定义。

（四）下肢损伤机制

弯曲应力是引起长骨骨折的原因；张应力是引起膝关节十字韧带断裂的原因。上述两种损伤通常发生在摩托车事故和高速弹射等场所。

二、生物力学响应和耐受性

（一）生物力学响应

生物力学响应是指由于载荷作用而引起的人体组织或器官形状改变或位置变化的时间历程。冲击生物力学响应的测量与分析是建立数学模型的前提，也是制定损伤评定标准的基础。它包括两方面的内容：组织的本构方程（应力—应变关系）和位移、速度、加速度—时间关系曲线。在这里提出两个重要概念：冲击谱和动力超调。冲击谱是描述系统的最大响应及最小响应与系统固有频率或阻尼的关系。人体可作为一个系统来看待，因此人体对冲击的响应取决于载荷的冲击谱。

（二）简易伤害等级标准（AIS）

为使肌体损伤程度达到量化，美国机动交通医学会（1990）制定了损伤等级标准（表 3-2-1）。

1\. 耐受性　指身体或身体局部能够抵抗特定损伤等级的力或加速度水平。这

个特定的等级一般为：AIS 3~4。因年龄、性别、体质存在着较大的个体差异，因此现在把耐受性理解为对给定损伤水平（*AIS*）下发生特定损伤概率所对应的力或加速度水平（表 3-2-1）。

表 3-2-1　AIS 评定等级

等级	损伤程度
0	无损伤
1	轻微伤
2	中度伤
3	较重伤
4	严重伤
5	危重伤
6	致命伤
7	未知等级

2. 影响耐受性的因素　主要有：载荷性质、个体特征、姿态、防护状况。全身冲击性加速度耐受极限和全身在三轴向的耐受性各不相同。*X* 向耐受性最高，*Y* 向次之，*Z* 向最低。全身耐受的冲击加速度水平与加速度作用的时间历程有关，全身冲击加速度救生耐限参考值如表 3-2-2 所示。

表 3-2-2　全身冲击加速度救生耐限参考值

方向	冲击加速度限制(G)	持续时间(s)
$\pm G_x$	40	0.1
$\pm G_y$	20	0.1
$+G_z$	18	0.1
$-G_z$	15	0.1

三、损伤程度和伤害指标

损伤的评估标准和指标是损伤流行病学研究的重要基础，它被用来区别和衡量事故中人体损伤严重度（severity），也称为损伤评分（scaling）。它可以从力学和生理学的角度，定义为生理学或解剖学意义上的、使人体功能丧失或解剖结构损坏方面的量；也可以定义为生理学和与之相关的社会学意义方面的量。

与损伤程度密切相关的另一个量称为损伤标准（injury criterion），它是通过一

些物理参数或函数定义表示的。这些参数常常反映了引起某一程度损伤发生的损伤力学因素。如身体某部分的线性加速度或角加速度,作用于人体的合力或力矩,或者是由这些力而导致的变形等。人体的某一部分对损伤载荷的承受能力称为耐受度(tolerance),它定义为导致某种类型损伤发生或达到某种损伤标准的阈值时的载荷大小,或者是由这种载荷换算出来的量。应该注意到,不同年龄和个体之间耐受度的差别是很大的,一般只能用试验和统计学的方法来确定。

(一)头部损伤耐受度

1. 线性加速度耐受指标　目前是汽车安全和头盔设计标准法规中使用的指标。最早的人体头部冲击耐受曲线,是韦恩州立大学耐受性曲线(WSTC)。该曲线是在大量尸体实验和志愿者实验的基础上得出的,因为中等程度的脑震荡80%会伴发颅骨线性骨折,所以以颅骨骨折作为头部损伤的判断标准,加速度是头部质量中心的合成加速度。以猴子活体头部撞击实验为基础,日本汽车研究所的Ono等(1980)提出了头部耐受性曲线。

Gadd提出了一种加权加速度指数(GSI)。在前碰撞时,产生脑震荡的耐受度阈值是GSI=1000。在比较综合WSTC和GSI的基础上,美国联邦机动车安全标准(FMVSS)提出了头部损伤耐受度(head injury criterion,HIC)的计算公式,并规定HIC=1000为头部线性加速度耐受度阈值。HIC是在硬性接触发生的条件下验证的,因而考虑碰撞作用的时间区间长度有限。此外,WSTC只考虑头部在前后方向的载荷,未考虑角速度和角加速度所产生的影响,因而头部碰撞响应与头部损伤的关系尚需进一步研究。在头部损伤研究中主要还是使用HIC。

Gadd等用双对数坐标来画WSTC,发现可以用一条直线来近似前述的曲线,以此为基础提出了Gadd伤害指数(Gadd severity index,GSI)。

$$GSI = \int_{D}^{T} a^{2.5} dt$$

式中:a是撞击过程中的头部质心合成加速度,t是冲击历经的总时间。

Versace(1971)对GSI指标进行了修改,得出了HIC,成为当前绝大多数国家汽车安全法规的评价标准。

$$HIC = \max\left((t_2 - t_1)\left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{1}^{2} a(t)\,dt \right]^{2.5} \right)$$

式中:a 为碰撞过程中头部质量中心合成加速度,以m/ms^2为单位;t_1为碰撞过程中的任意时刻,t_2是以 t_1 为起始时刻而使等号右边求得最大值的那个时刻。

2. 转动加速度耐受指标　许多学者提出了各种基于志愿者实验和人体代用品实验的人体头部转动加速度耐受指标，但是在如何将动物等伤害指标转化到对人体的评价存在很多困难和不确定因素，所以此类指标的可信性较差。也有学者通过数值模拟的方法得到人体旋转加速度的耐受指标，其结果也有很大差异。截至目前，仍没有经过验证的关于角速度的人体颅脑损伤极限。

3. 颅内压力耐受极限　颅内压力耐受极限是在动物、人尸体实验和有限元模型的基础上提出来的，所推荐的耐受值为：颅内压力峰值超过235kPa时大脑会发生严重损伤；颅内压力峰值在173~235kPa，大脑会发生中等程度伤害；颅内压力低于173kPa，大脑会发生轻微伤害或者无伤害。在实验研究和模拟计算的基础上，当大脑应力超过70kPa大脑就有可能发生轻微伤害。研究认为，17kPa是中度脑神经损伤发生的应力限值，33kPa是严重脑神经损伤的限值。

4. 颅骨骨折耐受值　关于颅骨骨折撞击力耐受值的研究很多，其研究概况和结果如表3-2-3所示。

表3-2-3　颅骨骨折撞击力耐受值概览

冲击方向	致伤物	骨折平均峰力值(N)	无骨折平均峰力值(N)
前额	直径6.48cm，平面	4195	
侧向		3559	
前额	直径20.7cm	5600	
	直径2.0cm	5470	
前额	直径6.43cm	5785	6270
侧向		3631	3248
侧向	直径181.1cm，10kg	9600	7100
前额	25kg	2600	
	65kg	4500	
侧向	自由球面	11 630	6290

（二）胸部损伤耐受程度

由于胸部损伤是在挤压力、惯性力和冲击波载荷作用下发生的，所以胸部损伤耐受度的定义与力、加速度和黏弹性数据有关。试验证实，人体胸部对加速度的耐受度随着加速度作用时间的延长而下降。加速度是一种便于测量的量，因而就产生了由单一参数决定的胸部损伤耐受度。FMVSS第208号建议，试验假人的胸部加速

度值在超过 $60m/s^2$ 时,作用时间不超过 3ms。在进行尸体前碰撞试验的基础上,发现胸部挤压力比加速度更能表示胸部的损伤程度,建立了挤压(定义为变形与胸部厚度之比)与 AIS 之间的关系,提出了胸部挤压指标。由于按照挤压指标进行的大量动物实验并不能很好地解释在更高碰撞速度下,胸部发生损伤的现象,因此说明胸部损伤不仅与挤压力有关,而且在一定的挤压力之下,损伤的程度(用 AIS 衡量)随着冲击速度的增加而增加,这种现象在前碰撞和侧碰撞中均可观察到。当冲击速度达到 30m/s 以上时,仅有速度的变化影响损伤程度,因而提出了黏性指标(viscous criterion,VC)。VC 值以胸腔的变形速率与胸腔的挤压变形率的乘积表示。

1. 胸部损伤程度的评价　交通创伤评分是交通伤流行病学的重要内容,评估结果是损伤生物力学研究的基础。其评分方法按不同的考虑角度,可以归纳为以下三类。

(1) 按解剖学尺度来评价　它通过人体解剖学的部位、损伤形式和该部位的损伤强度来评价。该方法主要对损伤的自身进行评价。

(2) 按生理尺度来评价　它是通过描述损伤的人体部位的生理功能状况变化来评价,与解剖学尺度评价的区别是,解剖学只对某个数值进行评价,而生理学尺度评价要进行对损伤部位的状况全程的多指标的评价。

(3) 按致残和社会经济损失来评价　这种评价不是针对损伤本身,仅仅对该损伤所带来的后果进行评估。

目前,一般都以 AIS 来评定人体各部位的损伤程度。AIS 是按照解剖学尺度进行评定的。AIS 是 1969 年美国医学会和汽车医学会邀请医学专家,通过自身经验和对比数千例不同类型的损伤资料,制定出的简易损伤定级标准,该准则成为了现代医院损伤评分的基础。1971 年,AIS 第一次正式出版,后面经过了四次修改(1976,1980,1985 和 1990 年),最后一次的版本称作 AIS90。尽管当初该评价标准只是为了评估机动车事故损伤,而后来的几个版本渐渐地用到了其他方面,如枪伤 AIS 是对生命危害程度的一个排序,可分为如表 3-2-4 所示的八个不同等级。

表 3-2-4　胸部损伤程度与 AIS 等级对应关系

AIS等级	骨骼 AIS 等级	软组织 AIS 等级
轻微伤(AIS 1)	1根肋骨骨折	支气管挫伤
中度伤(AIS 2)	2或 3 根肋骨骨折;胸骨骨折	心包撕裂
较重伤(AIS 3)	4根或以上肋骨骨折;2 或 3 根肋骨骨折并有气胸或血胸	心脏挫伤;肺部挫伤;单边肺部撕裂
严重伤(AIS 4)	连枷胸;4 根或以上肋骨骨折并有气胸或血胸	双边肺部撕裂;小动脉撕裂
危重伤(AIS 5)	双边连枷胸	大动脉撕裂;肺部撕裂并有高压性气胸
致命伤(AIS 6)		大动脉撕裂并有溢出纵隔外的血胸

2. 胸部损伤的耐受限度评估

（1）正面碰撞胸部损伤耐受限度评估　正面碰撞胸部损伤最早的物理学评价准则是胸廓压缩量（*Th*CC），即胸廓挠度超过最大压缩量时则认定将极有可能对胸部造成损伤。我国的法规中规定 *Th*CC≤75mm。胸部结构复杂，且致命伤多为内脏损伤，单靠胸廓的压缩量显然无法准确估计出胸部的损伤情况。欧美一些国家除了 *Th*CC 外还会同时参照其他参数，比如基于牛顿第二定律的胸部 3ms 加速度。美国 FMVSS 208 规定，胸部的合成加速度不超过 $60m/s^2$。AIS 3 级以上胸部损伤概率与胸部压缩量和胸部 3ms 合成加速度的计算公式为：

$$P(AIS_{3+}) = \frac{1}{1+e^{-c}}$$

式中：$C=-6.43+0.076A_s+0.063D$，其中 A_s 为胸部 3ms 合成加速度（g）；D 为从假人测得的胸廓压缩量（mm）。欧盟法规的指标还包括黏性标准（VC）。VC 公式为：

$$VC = \frac{d[D(t)]}{dt} \times \frac{D(t)}{D(0)}$$

式中：$\frac{D(t)}{dt}=V$ 为胸廓变形速率，$\frac{D(t)}{D(0)}=C$ 为胸廓挤压变形率，$D(0)$ 为胸廓原始宽度（m），$D(t)$ 为 t 时间的胸廓宽度，dt 为对表达式求导。

生物力学研究表明，心脏、大动脉、肺等软组织的损伤主要是对胸部的速率变化敏感，黏性标准考虑到了速度的影响，所以能预测相关软组织的损伤情况。研究表明，VC_{max}=1.0m/s 造成胸部 AIS_{3+} 损伤的概率大概为 50%。所以 ECE R95 有规定，胸部黏性标准不得大于 1.0m/s。

（2）侧面碰撞胸部损伤耐受限度评估

1）3ms 加速度　侧面碰撞时同样也有以胸部 3ms 加速度为参考。美国 FMVSS 208 规定，胸部的合成加速度也是不超过 $60m/s^2$。由于人体胸部并不是材料属性都均一的整块物，所以单用加速度难以客观地评价胸部的损伤。

2）最大受力　一般为早期的评估准则。单一的力准则主要是用来开发吸收能量的转向盘。研究认为，当胸骨受 3.29kN 的力、肩部和胸部受 8kN 的分布力时，胸部便开始受轻微损伤。与加速度评价准则一样，力的评价准则也没有考虑到胸部的内部复杂结构。

（3）胸部伤害指数TTI　TTI原则上也属于加速度准则的一种，美国FMVSS 214 中便以TTI作为胸部损伤评价的指标。回归分析技术认为，发生损伤与最大侧向加速度的平均值密切相关。同时TTI还考虑了人的年龄和体重因素，其计算公式为：



$$TTI = 1.4 \times AGE + 0.5(RIB_y + SPINE_y) \times (MASS/MASS_{std})$$

式中：AGE 为实验对象的年龄，RIB_y为第 4 和第 8 根肋骨的侧向加速度绝对值的最大值，$SPINE_y$为第 12 胸椎侧向加速度的绝对值的最大值，$MASS$ 为实验对象的体重，$MASS_{std}$为参考标准人体质量(75kg)。标准的 SID 假人，其 TTI 计算公式为：

$$TTI_{SID} = 0.5(RIB_y + SPINE_y)$$

FMVSS 214 规定，标准的 50 百分位 SID 假人的 TTI 值不超过 85g(四门车)或者 90g(两门车)。但是 TTI 并没有明确的物理基础，不能解释其与损伤机制之间的关系。

(4) 胸部变形研究用诊断标准(research diagnostic criterion，RDC)　相比加速度和力来说，胸骨最大压缩量能更直白、更准确地预测胸部损伤程度。RDC 定义了躯干和肋骨的最大侧向压缩量，反映了胸部骨折的伤害程度。尸体的摆锤冲击试验发现，最大压缩比(肋骨压缩量与胸腔原始宽度的比值)为 38.4%时，造成 AIS_{4+}损伤的概率是 25%。欧洲 ECE R95 法规中采用 RDC 来评价乘员胸部损伤，认为肋骨骨折是胸部最普遍发生的伤害形式，规定 RDC 不超过 42mm，对应的肋骨压缩比为 30%。我国侧碰法规也要求 RDC≤42mm。

(5) 平均脊椎加速度(ASA)　在预测 AIS_{4+}的损伤时，ASA 与 TTI 同样有效。ASA 值的计算方法是，将第 12 节胸椎侧向加速度进行滤波积分，得到速度曲线，在速度曲线上指定两点之间的斜率就是 ASA 值。比如 ASA15 就是 15%的峰值速度点和 85%的峰值速度点之间的斜率，ASA 等于 30g 时表示胸部产生 AIS_{4+}的损伤风险为 25%。

(6) 黏性指标　侧碰的黏性指标(VC)评判标准一般与正碰时一样，都是 VC_{max}应大于 1.0m/s。

3. 颈部损伤耐受度　是一个相对较新的耐受度指标。它考虑了颈部所受轴向力和弯矩等因素。

4. 颈椎伤害程度的评估　准确恰当的分类有利于相互交流，临床工作中则可依据不同骨折类型的损伤情况，提出合理有效的针对性治疗措施。对颈椎损伤的分型目前还未达成共识，临床常依据损伤机制及脊柱稳定程度分型(Allen-Ferguson 分类法)。

根据颈椎损伤的生物力学机制，将损伤分为 6 种类型：即压缩屈曲、垂直压缩、牵拉屈曲、压缩后伸、牵拉后伸和侧屈。每一种损伤又根据其程度分为若干期，分期依据：原始的损伤为主要损伤矢量，其他力均为次要损伤矢量。不同分期其骨折部位、形态特征、脱位及韧带的损伤情况亦有所不同，具体为：

(1) 压缩屈曲损伤　第1期：椎体前上缘变钝圆；第2期：椎体前高丢失，前下角呈鸟嘴状；第3期：骨折线自椎体前缘斜向延伸穿过软骨板(鹰嘴骨折)；第4期：椎体后下缘移位(<3mm)侵入椎管；第5期：椎体后缘骨折片移位>3mm，椎弓完整但后纵

韧带撕裂。

(2) 垂直压缩损伤 第 1 期:上或下终板中央的杯状骨折;第 2 期:同 1 期,但为上、下终板同时骨折;第 3 期:椎体碎裂,骨折块有移位。

(3) 牵拉屈曲损伤 第 1 期:关节突关节半脱位,棘突间分离,椎体前上缘变钝;第 2 期:一侧关节突关节脱位,可能有旋转性滑脱;第 3 期:双侧性关节突关节脱位,椎体前移位约 50%,关节突交锁;第 4 期:椎体移位距离整个椎体,活动节段完全不稳。

(4) 压缩后伸损伤 第 1 期:一侧椎弓骨折,骨折可经关节突、椎弓根或椎板,可有旋转性滑脱;第 2 期:两侧椎板骨折,为多发连续性;第 3 期:两侧椎弓或关节突、椎弓根或椎板骨折,椎体向前部分移位;第 4 期:椎体向前部分移位;第 5 期:整个椎体移位。

(5) 牵拉后伸损伤 第 1 期:前韧带复合体损伤,可为椎体中央横形骨折或椎间隙增宽,无椎体变形;第 2 期:椎体前缘撕脱骨折,上一椎体的向后移位提示后韧带复合体损伤,屈曲位时骨折复位。

(6) 侧屈损伤 第 1 期:椎体中央非对称性压缩骨折,伴有一侧椎弓骨折,前后位片示无移位;第 2 期:前后位片见一侧椎弓骨折移位,韧带牵拉性损伤可导致对侧关节突关节分离。

第三节 有限元模型的建立与验证

有限元方法与 CT 三维重建技术及其他虚拟现实技术相结合已逐渐应用于生物工程学、医学等多个学科领域,并日渐成为生物力学领域仿真人体结构力学功能研究的一个重要实验手段。目前,随着专业的三维有限元分析软件和模型模拟软件的研发和应用,三维有限元分析法的过程得到简化,同时计算结果更接近真实。通过基于医学数字图像通信系统 (digital imaging and communication of medicine, DICOM)存储格式的医学图像建立的人体有限元分析模型,赋予模型物理材料性质并合理模拟人体条件,可以有效地分析人体结构的物理性质,这为有限元方法在法医学领域模拟不同组织器官的应力、应变,外部冲击响应度等提供了良好的研究前景,对深入研究法医学损伤机制具有积极的作用。

MIMICS(materialise's interactive medical image control system)是Materialise公司的交互式医学影像控制系统。它是模块化结构的软件,可以根据用户的不同需求有不同的搭配。MIMICS是一套高度整合而且易用的3D图像生成及编辑处理软件,它能输入各种扫描的数据(CT,MRI),建立3D模型进行编辑,然后输出通用的CAD(计算机辅助设计)、FEA(有限元分析)、RP(快速成型)格式,可以在PC机上进行大规模数据的转换处理。MEDCAD模块:MEDCAD模块是医学影像数据与CAD之间的

桥梁，通过双向交互模式进行沟通，实现扫描数据与 CAD 数据的相互转换。

本节以人体双下肢 CT 扫描数据为例，利用 MIMICS 软件直接读取 DICOM 的 CT 数据，建立有限元模型，以及将模型直接导入有限元分析软件中进行生物力学分析和验证，以此说明有限元模型的建立与验证方法。

一、虚拟解剖参数

CT：40 排多层螺旋 CT 扫描，尸体呈仰卧位扫描，扫描范围为颅顶至足底，扫描参数为管电压 120kV，管电流 380mA，层厚 5mm（Acq.40mm×0.6mm），螺距 0.55:1，球管转速 0.5s/r，床高 125cm，采集视野 200mm；图像像素为 1024×1024 的 DICOM 格式断层图像，以刻录 DVD 光盘形式输出。

MRI：应用 Philips Intera Achiva 3.0T 超导 MR 仪，最大梯度场强 80 mT/m，最大梯度切换率 200 mT/ms；尸体呈仰卧位扫描，头颈部联合线圈（8 通道），常规快速自旋回波序列 TSE-T_1WI，FSE-T_2WI，T_2W-FLAIR（水抑制），T_2W-SPAIR（脂肪抑制），层厚 6mm，横断面、矢状面扫描，激励次数 2，视野 15cm×15cm，矩阵 512×512。

通过扫描，最终得到正常人下肢的 CT 断层数据 996 张。

二、下肢组织蒙罩（mask）分割与提取

（一）导入 CT 断层扫描数据

见图 3-3-1。

（1）依次点击 File/Import Images，进入数据导入窗口。

（2）选中需要进行三维建模的 CT 扫描数据，点击 Next>>。

（3）勾选已识别的 CT 序列，点击 Convert 转换，生成.mcs 文件进行建模操作。

（4）打开生成的 mcs 文件，根据提示确定上、下两个方向。

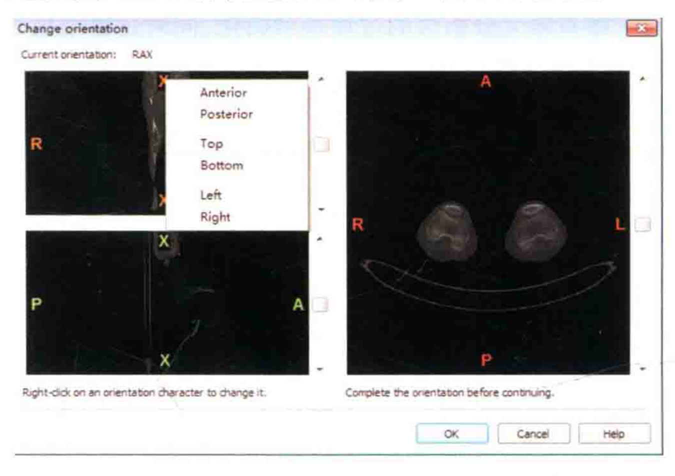


图 3-3-1 MIMICS 断层数据导入与转换程序

（二）蒙罩的阈值分割

(1) 点击 Segmentation/Thresholding，弹出阈值分割的对话框。

(2) 根据参考值(见表 3-3-1)，选择骨骼的阈值范围。

表 3-3-1　人体各组织的 CT 值(Hu)阈值范围

骨骼	软组织	骨密质		骨松质		肌肉		皮肤
		成人	儿童	成人	儿童	成人	儿童	
226~3071	-700~225	662~1988	586~2198	148~661	156~585	-5~135	-25~139	-718~-177

(3) 应用阈值分割，生成骨骼的初始蒙罩　见图 3-3-2。

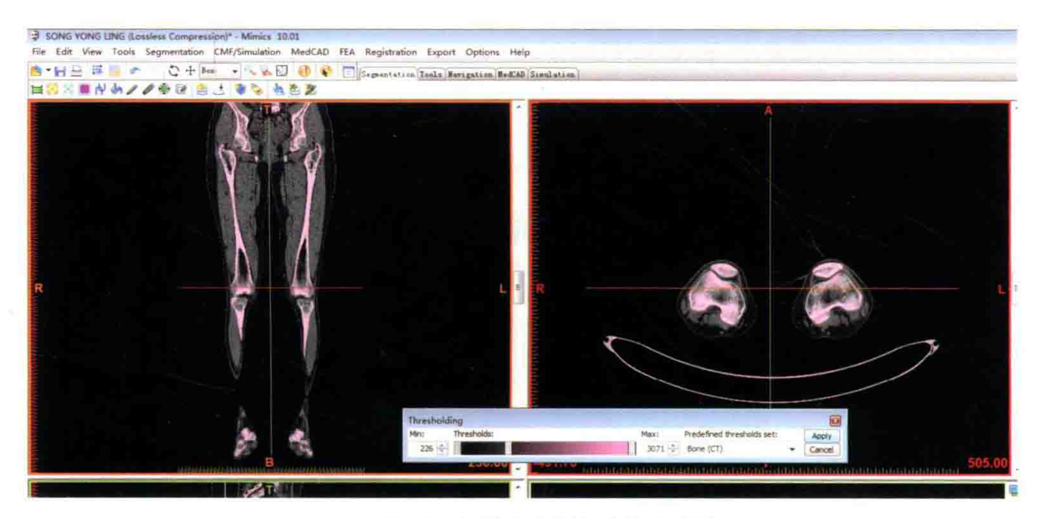


图 3-3-2　分割生成的下肢骨骼蒙罩

(4) 同样的方法生成全部下肢的蒙罩，阈值范围为-490~3071Hu(将下肢整体选出生成蒙罩)。

（三）修补、分离不同组织的蒙罩

软组织、骨骼、韧带等。

(1) 复制生成用于修补及分离的蒙罩。

(2) 在操作蒙罩中，应用 edit masks/multiple slice edit 功能擦除股骨与髂骨、胫骨、腓骨相连的蒙罩部分。

(3) 利用区域增大(region growing)功能点选股骨，将股骨分离生成新的股骨蒙罩。

(4) 使用(2)中的蒙罩编辑功能,修补股骨两端的细小空洞,为生成下肢三维模型、划分网格打下基础(图 3-3-3)。

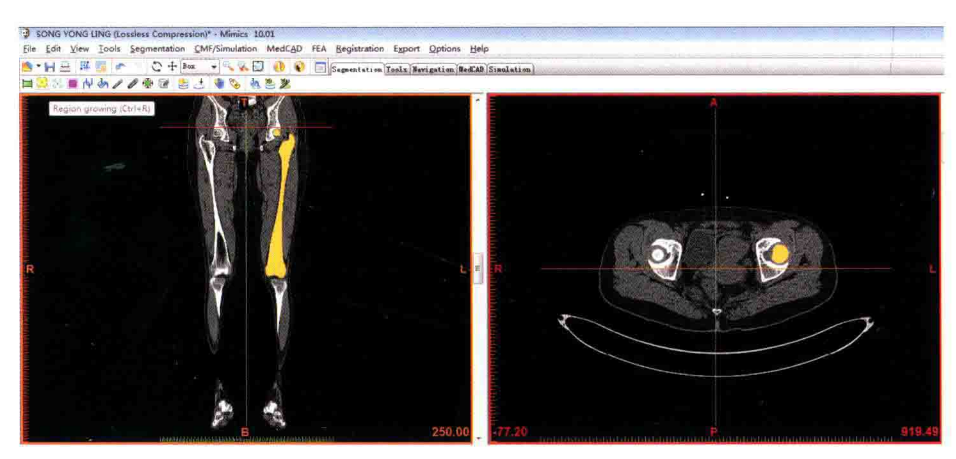


图 3-3-3 分割修补完整的股骨蒙罩

(5) 重复上述步骤,分离出股骨、胫骨、腓骨、髌骨、半月板等部位蒙罩。

(6) 利用布尔操作功能,将下肢整体的 mask 减去上述分离的组织 mask, 得到骨骼周围的软组织蒙罩。

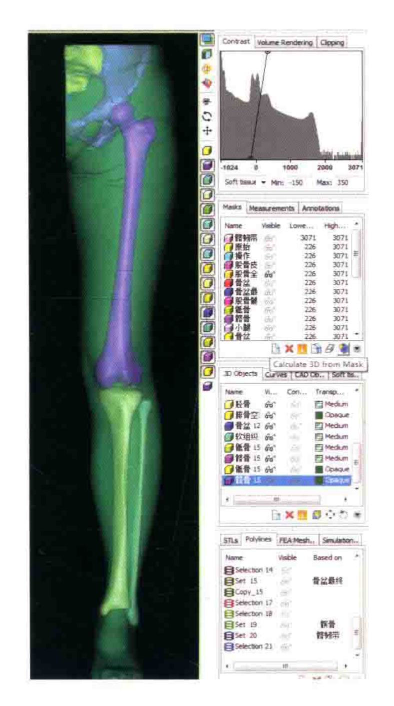


图 3-3-4 生成下肢三维 STL 模型

(四) 生成下肢三维 STL 模型

(1) 选中生成的下肢各部位蒙罩,点击 Calculate 3D from Mask,生成下肢的三维模型。

(2) 点击 Export/Binary STL,输出三维模型。

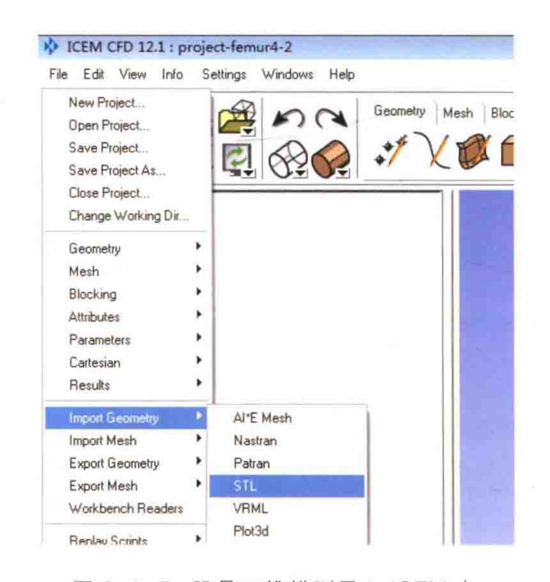
(3) 如图 3-3-4 示,选择 Binary STL Files 输出。

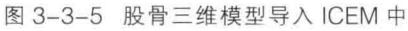
三、下肢三维模型有限元网格的划分

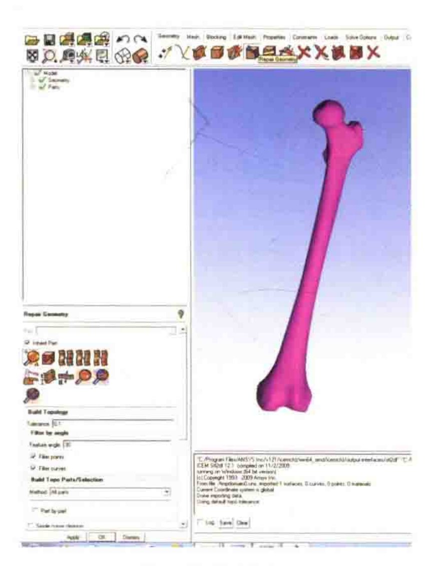
(一) 模型的导入与修补

1. 导入三维模型　可单独导入,也可以将下肢的多个三维模型导入, 但为了提高划分效率, 单独导入模型,生成有限元网格后在 DYNA 前处理软件中进行装配(图 3-3-5)。

2. 显示三维模型　使用Build diagnostic topology功能修补三维模型,阈值填0.1,Filter选项全选,点击apply(图3-3-6)。




图 3-3-5　股骨三维模型导入 ICEM 中


图 3-3-6　股骨三维模型表面孔隙自动修补

（二）根据三维模型生成块（BLOCK）

（1）根据三维模型对块进行调整、投射，得到股骨的 BLOCK（图 3-3-7）。

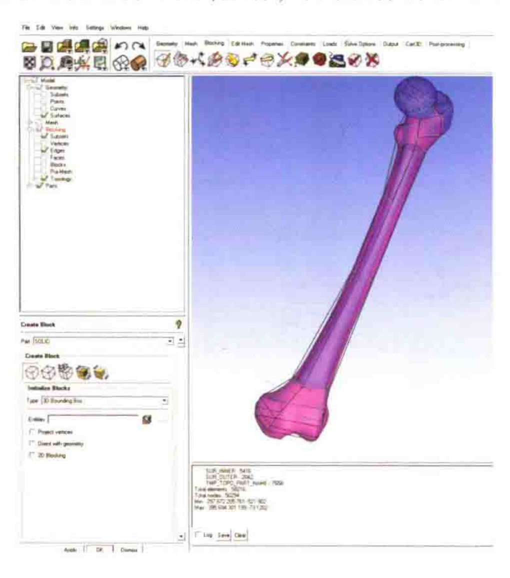


图 3-3-7　股骨块的构建

（2）点选 Pre-Mesh，确认后再点击 Pre-Mesh Quality 选项，观察网格质量（图 3-3-8）。



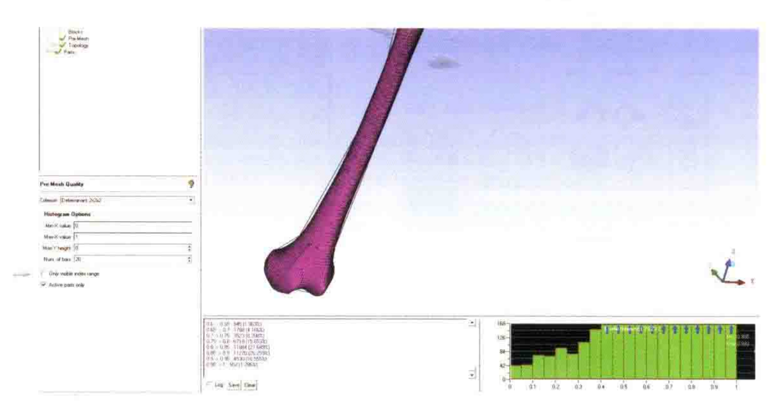


图 3-3-8　股骨初始网格质量分析

（3）在直方图中点选低于 0.3 的直方，显示网格不好的区域，并对不好区域的 BLOCK 进行调整（图 3-3-9）。

（4）生成质量>0.3 以上的六面体有限元模型，导出有限元网格，求解器选择 Ls_Dyna，生成 K 文件（图 3-3-10）。

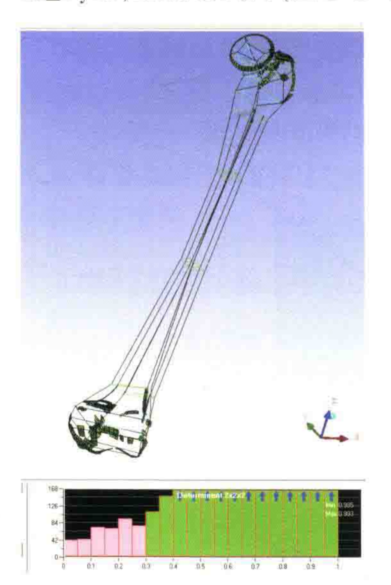


图 3-3-9　股骨网格质量的调整

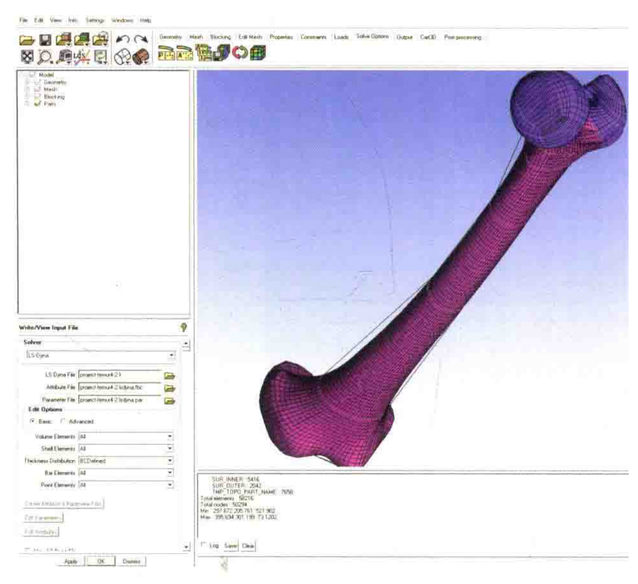


图 3-3-10　股骨有限元模型的导出

（5）同样的方法生成软组织、胫腓骨、髌骨、半月板以及膝部韧带的模型。此部分是重要的一步，主要有有限元模型的导入、模型的装配、实体接触定义、材料模型定义、应用初速度、应用固定约束、求解参数设置、求解结果设置等。所有的操作均在卡片中进行。

四、下肢模型的装配、材料模型选配

有限元模型的前处理在 Ls-Prepost 中进行。上述建立的下肢模型包含了主要的解剖结构，所有的实体单元使用了单点积分。模型使用 0.03~0.05 的沙漏系数以减少运算过程中零能模式的产生。韧带与骨骼间使用接触算法 TIED_NODES_TO_SURFACE 连接，其余部分间的接触使用面面接触，摩擦系数为 0.1。

（一）导入装配下肢模型

打开 File/Import/Keyword File，批量导入生成的有限元模型，导入后模型自动按照空间位置组合成下肢模型（图 3-3-11）。

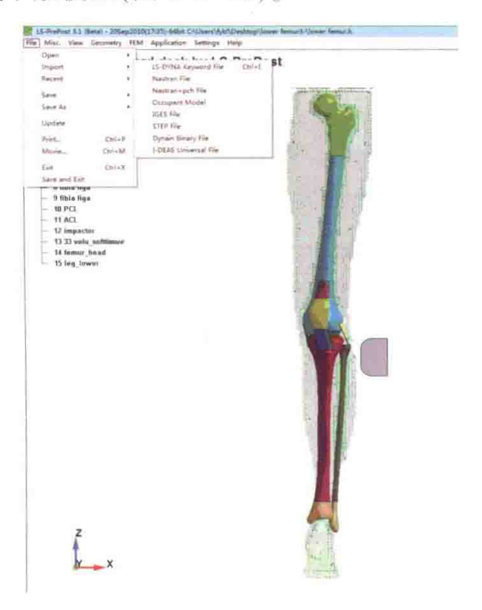


图 3-3-11　下肢有限元模型的装配

（二）定义接触

建立的模型具有多个部分（part），相互之间有相互作用，需要对不同 part 之间的接触根据实际情况进行相应的定义。骨骼与骨骼、骨骼与软组织之间使用 AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE 接触算法，撞击物与下肢之间使用 AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE 接触算法，韧带与骨骼之间使用 TIED_NODES_TO_SURFACE 算法，模拟韧带的牵拉作用。接触卡片的参数设置如图 3-3-12 和图 3-3-13 所示。

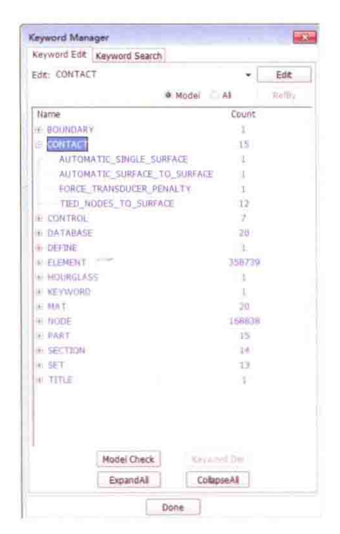


图 3-3-12　模型的接触定义

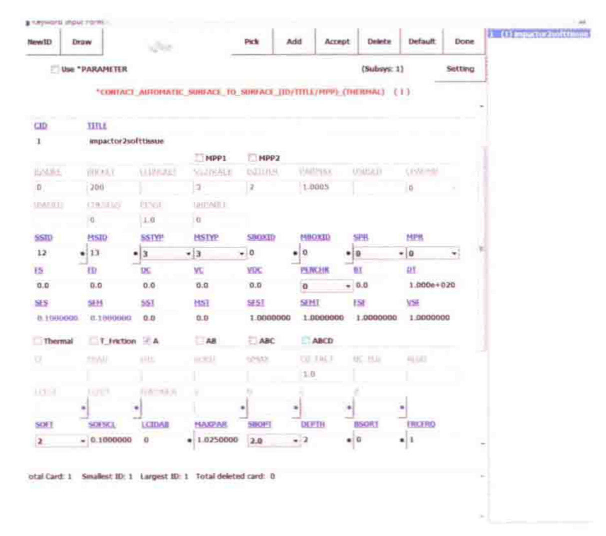


图 3-3-13　接触的参数定义

在定义接触前，需要对 part 进行相碰的定义，主要设置 part ID，算法 ID，以及材料 ID，如图 3-3-14 和图 3-3-15 所示。为了更利于阅读 K 文件，最好将三个 ID 统一。

```
*NODE            NID  X  Y  Z
*ELEMENT         EID PID N1 N2 N3 N4
*PART            PID SID MID EOSID HGID
*SECTION_SHELL   SID ELFORM SHRF NIP PROPT QR ICOMP
*MAT_ELASTIC     MID RO E PR DA DB
*EOS             EOSID
*HOURGLASS       HGID
```

图 3-3-14　K 文件组织结构图

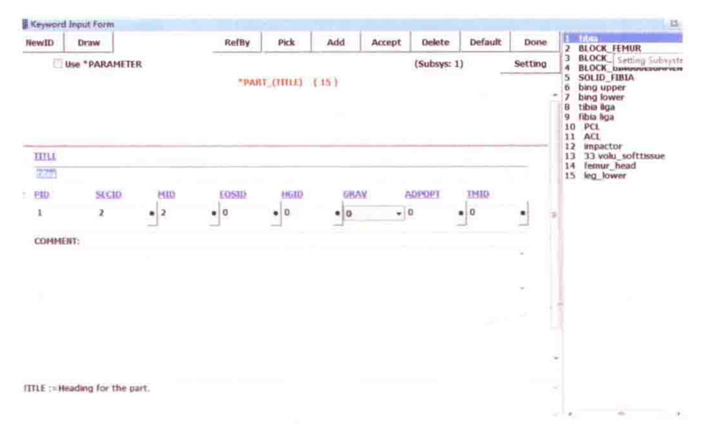


图 3-3-15　关键字 PID 定义

（三）材料模型定义

结合有关文献确定下肢模型使用的材料模型及相关参数见表 3-3-2。

表 3-3-2　下肢有限元模型材料参数

组织部位	Ls-DYNA 材料模型	材料属性
股骨/膝关节	黏-弹塑性	ρ=1990 kg/m^3 E=14635MPa,μ=0.3435,σY=133MPa Et=1024MPa,$\varepsilon^{\zeta}_{max}$=0.0073 ,$\varepsilon^{\zeta}_{max}$=0.0104
胫骨/腓骨	黏-弹塑性	ρ=1990 kg/m^3 E=18500MPa,μ=0.3,σVM=146MPa C=360.7,P=4.605
肌肉/皮肤	准线性黏弹性	ρ=1000 kg/m^3 C_1=0.12kPa,C_2=0.25kPa S_1=1.2,S_2=0.8,T_l=23,T_2=63 K=20MPa
髌韧带	弹性	ρ=1000 kg/m^3 E=459.3MPa　μ=0.3
其他韧带	弹性	ρ=1000 kg/m^3 E=303.9MPa　μ=0.3
半月板	弹性	ρ=2000 kg/m^3 E=110MPa　μ=0.2

根据表中的材料模型与模型参数，在前处理软件中选择相应的材料模型与参数进行卡片设置。

图 3-3-16 为本模型中所用到的材料模型,其中 ADD_EROSION 为失效模型,用于模拟骨折。

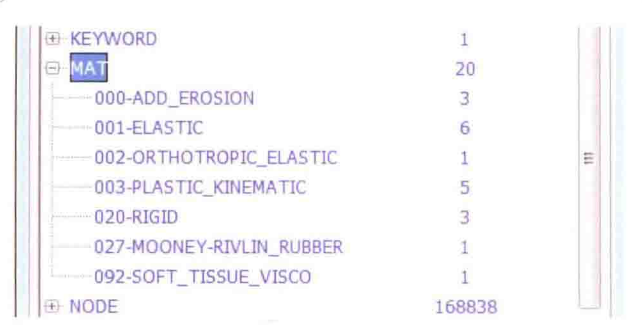


图 3-3-16　下肢模型中选用的不同材料模型

图 3-3-17 为弹塑性材料模型的参数设置卡片。



图 3-3-17　股骨弹塑性材料模型的具体参数设置

（四）设定约束与初速度

约束与初速度是有限元计算的初始条件，是现实问题的数学简化。本下肢模型设置脚与地面的支撑，以及撞击物的初始速度，如下图所示。

撞击物初始速度通过速度—时间曲线和 PRESCRIBED_MOTION_RIGID 关键字进行设置(图 3-3-18~图 3-3-20)。



图 3-3-18　运动边界条件关键字

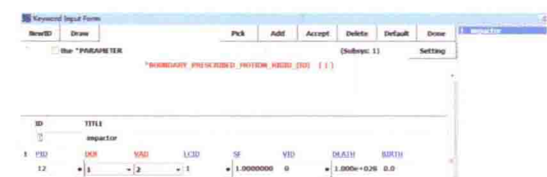


图 3-3-19　运动边界条件关键字设置

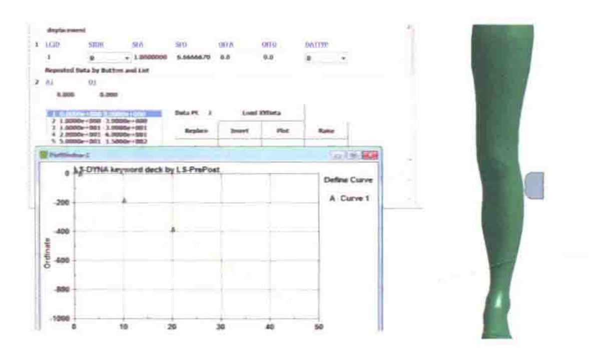


图 3-3-20　撞击物撞击部位及运行速度曲线

（五）求解参数设置

参数控制卡片是计算稳定性、结果准确性的保证，本模型设置的主要控制参数见图 3-3-21：

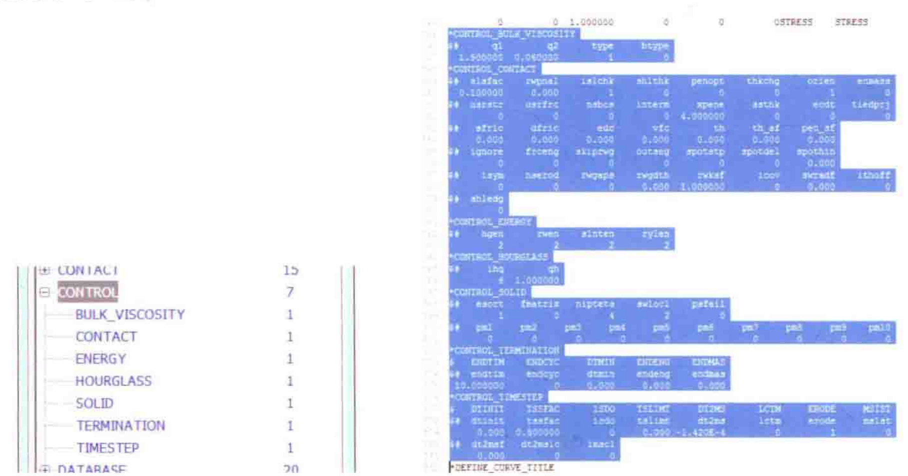


图 3-3-21　下肢模型的运行控制参数设置

其中涉及求解的终止时间 ENDTIM，时间步系数 TSSFAC，质量缩放系数 DT_2MS，以及控制渗漏的 IHQ、QH 参数。

（六）求解结果设置

结果卡片是计算结果要输出哪些项目，如应力、应变、位移以及特定节点、单元的里程曲线，对于后处理有至关重要的用处。如果不设置而用默认选项的话，很多后处理结果就不会存在(图 3-3-22)。

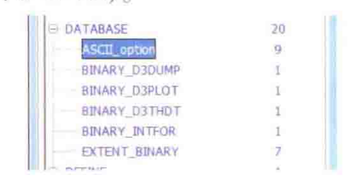


图 3-3-22　DYNA 结果输出控制选项

如 D3DUMP 主要用于中断操作，ASCII_option 中主要为全局结果，如接触力、动能与内能的转换等。

（七）下肢有限元模型概况

本下肢有限元模型基于 CT 数据产生，见图 3-3-23 所示。本例完整的下肢有限元模型由 348 793 实体单元及 402 壳单元组成模型具高度的几何相似性(表 3-3-3)。



表 3-3-3 下肢有限元模型节点与单元信息

	节点数	单元数	单元类型
股骨	42 605	39 821	六面体实体
髌骨	855	672	六面体实体
胫骨	9285	6874	六面体实体
腓骨	10 164	8968	六面体实体
半月板	332	186	六面体实体
韧带	506	402	四面体壳单元
软组织	89 758	291 870	六、四面体实体

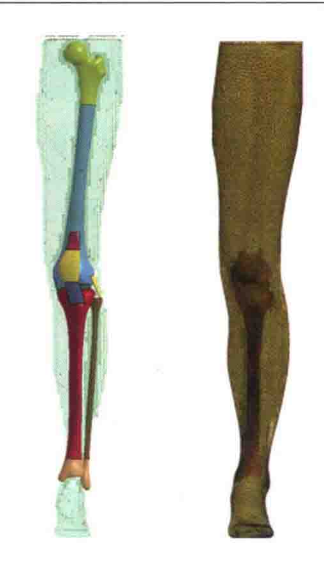


图 3-3-23 完整下肢三维模型与有限元模型

五、完整下肢模型的有效性验证

通过模型模拟结果与公开发表的尸体实验数据进行对比，对建立的下肢模型进行有效性的验证。挑选实验的标准是完整的实验加载条件、下肢放置姿势以及完整的实验结果。这样的文献实验数据有利于模型的验证。根据文献实验，股骨、胫骨、腓骨、大腿及小腿分别进行三点弯曲试验，其结果与文献结果进行对比，以评估模型的可靠性。所有的验证实验罗列于表 3-3-4。

表 3-3-4　下肢模型验证试验

加载情况	有限元模型	方向	加载方式
准静态	胫骨	L-M	三点弯曲
	腓骨	L-M	
动态	软组织	L-M	三点弯曲
	股骨	P-A	
	下肢	L-M	
动态	下肢	L-M	侧面撞击

*P-A：由前向后，L-M：由外向内。

（一）股骨、胫骨、腓骨的三点弯曲试验

1. 实验方法　通过长骨的准静态和动态三点弯曲试验验证股骨、胫骨及腓骨的力学性能。由三点弯曲试验所产生的接触力—挠度曲线与文献报道的尸体试验数据对比，以验证骨骼有限元模型再现损伤的可靠性。胫、腓骨的两端固定于两圆形的支撑物中，支撑物平放于刚性平面之上，可自由转动。碰撞长骨中段的碰撞物直径 25mm，方向垂直于长骨长轴，速度恒定为 1m/s。胫骨与腓骨利用准静态测试，以排除应变率及惯性的影响，从而更好地与尸体实验数据进行比对。

股骨的验证使用动态三点弯曲试验进行验证。碰撞物直径为 12mm，直接对股骨干中段施加动态载荷，沿股骨前后方向以 1.5m/s 的恒定速度移动。碰撞物与股骨间的接触基于罚函数法。测试产生了股骨中段的接触力—股骨挠度曲线，用于验证股骨模型的力学性能。股骨与两端的固定物之间通过共有节点相连，两者之间没有摩擦(图 3-3-24)。

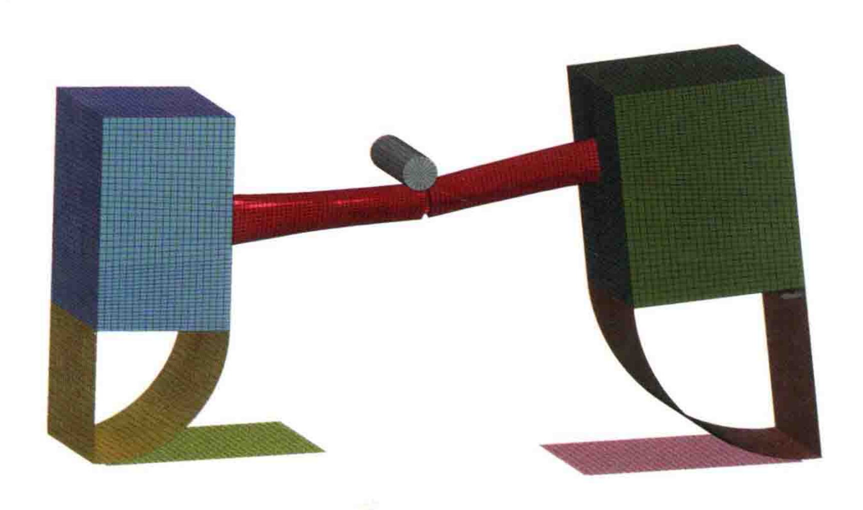


图 3-3-24　三点弯曲试验边界条件示意图

2. 实验结果 股骨模型预测的接触力—挠度曲线与文献报道的尸体实验数据进行对比(图 3-3-25a)。有限元模型产生的骨折部位与实验结果及临床观察相一致,三点弯曲产生的最大作用力为 3580N,位于实验数据范围之内,接触力-挠度走势与实验数据一致,且大小位于实验数据范围之内。股骨最大弯矩为 521N·m,与尸体实验数据一致[(458±95)N·m](图 3-3-25b)。验证结果表明股骨模型能反映股骨整体的力学性能以及局部的变形。

胫骨及腓骨的验证实验结果总结于表 3-3-5，主要通过碰撞接触力及骨骼弯矩进行验证。接触力及弯矩通过有限元后处理软件直接获取。所有的接触力及骨骼弯矩数据均位于文献数据范围之内。验证表明,胫骨及腓骨模型能够反映其整体力学性能及局部的骨骼变形。

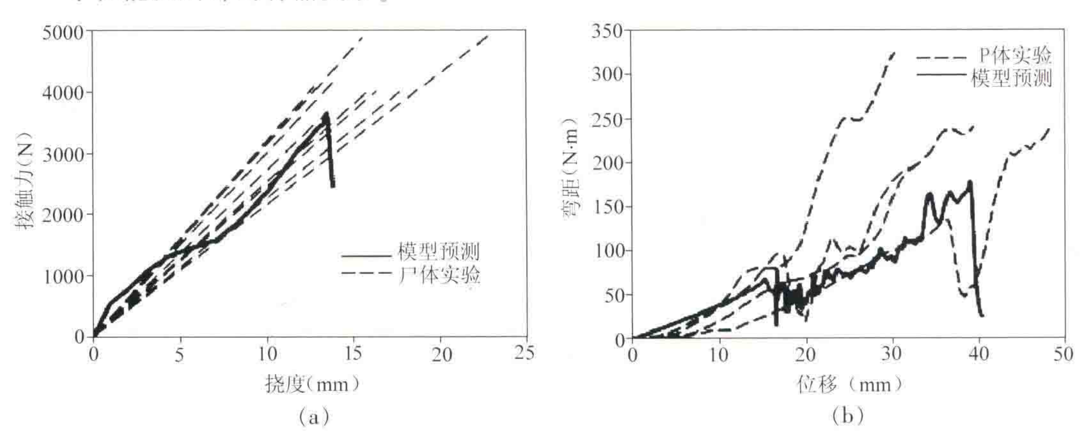


图 3-3-25 验证实验结果

(a)—股骨接触力-挠度曲线;(b)—小腿弯矩-位移曲线

表 3-3-5 胫、腓骨验证实验结果

	实验	最大接触力(N)	最大弯矩(N·m)
胫骨	PMHS*	5803±1986	152±63
	有限元	4707	188
腓骨	PMHS*	570±280	/
	有限元	602	/

*PMHS (postmortem human surrogate)——尸体实验。

（二）小腿的动态三点弯曲测试

本测试为验证完整的下肢模型在侧面撞击过程中的动态响应的有效性。通过模拟文献报道的尸体动态三点弯曲试验，同时验证骨骼及软组织在载荷作用下对动态响应的真实响应。模型两端置于支撑物中,支撑物平放于刚性平面上,可自由转动。支撑物与碰撞物均以刚性材料模拟。实验装置与文献实验一致,碰撞物由外

侧向内侧以 2.1~4.2m/s 的速度作用于下肢模型上，模拟测试中产生的接触力极值与弯矩—位移曲线被用于模型验证。

验证实验产生的小腿弯矩—位移曲线与实验结果相一致。曲线反映腓骨在侧面撞击作用下,最先受到作用力作用,且最先发生骨折的典型过程。腓骨的最大弯矩为 63N·m,胫骨的最大弯矩为 176N·m,位于 PMHS 结果范围之内,小腿最大接触力为 3720N,与文献数据的平均值 3708N 接近。本验证实验表明下肢有限元模型的有效性。

（三）下肢侧面撞击验证测试

1. 测试原理　本试验为验证侧面撞击作用下软组织的压缩响应力学特征。下肢软组织在压缩变形以致破坏的过程中能够吸收撞击物的动能,延长力作用时间,从而减轻损伤的发生。股骨近端、胫腓骨远端使用刚性固定,一重 1.84kg、尺寸为 45mm×142mm 的撞击物以 2.5m/s 的速度碰撞下肢。最大作用力、最大挠度以及动能损失比例(E)被用来验证下肢模型。最大作用力通过撞击物与下肢间的接触获得,动能损失比例(E)通过以下公式计算得到。

$$E=1-\frac{E_{\mathrm{Kfinal}}}{E_{\mathrm{Kinitial}}}$$

式中:E_{Kfinal}和 E_{Kinitial}表示 DYNA 中计算出的最终动能以及初始动能。

2. 测试结果　有限元模拟数据与文献 PMHS 数据的对比值总结于表 3-3-6。碰撞物撞击下肢的峰值为 561N，与试验数据无统计学上的差异。挠度极值为 28mm,比 PMHS 数据稍高,而动能损耗比例为 60%,比 PMHS 数据低,但与假人实验数据一致。

表 3-3-6　下肢侧面撞击验证测试数据

测试对象	撞击力峰值(N)	挠度极值(mm)	动能损耗百分比(%)
尸体	596±168	22±3	82±2
假人	535±8	24±0.1	60±1
自由志愿者	498±52	21±3	82±4
FE仿真	561	28	60

六、模型评价

（一）模型验证

下肢三维几何模型基于CT数据进行提取，能够精确反映各部分组织的边界轮廓,与真实的人体下肢具高度几何相似性。模型的材料及参数均参照目前所报道的

最前沿的模型及属性，以保证有限元模型的生物依从性。从骨骼水平至整体下肢模型水平，验证实验数据均能与PMHS数据保持良好的吻合性，模型能再现生物机体的力学特性。单元删除技术在下肢损伤分析过程中，展示其良好的损伤模拟能力，能够有效地再现骨折的发生与发生过程，避免了非破坏有限元模型结果的不准确。验证实验中，有限元模型低估了大腿的最大弯矩，比PMHS数据稍低。验证实验与文献实验的边界条件不完全一致以及简化的下肢材料本构模型与这些不一致有一定关系。这些细微的差别应通过进一步的改进消除。

（二）有限元模型的局限性及改进

虽然本节的下肢有限元模型经过充分的PMHS数据验证，不同加载条件的模拟结果与法医检验结果相一致，但模型还存在一定的局限性。首先，目前生物力学有限元研究的材料本构模型过于简化，且对生物组织的细微结构不能有效地重建，如骨骼中的小空洞结构。这些不足之处造成有限元模拟结果与实际生物体的力学性能存在差别。人体骨骼是非线性、黏弹性、各向异性以及非连续的材料，而在有限元建模中，受分析软件材料库限制，骨骼一般简化为均质和各向同性材料。本次下肢模型构模忽略了骨松质，因为其对骨骼整体的强度影响较小。骨骼中的多孔结构进行了一定的简化，以得到更加健壮及计算更加稳定的下肢有限元模型。第二，构建的下肢有限元模型使用单元删除方法以模拟骨折的发生与发展过程，但单元的删除依赖于网格的划分方式及划分密度。同时，单元删除会造成模型质量的减少，从而影响模型的精度。因此，要通过有限元方法得到更加准确的组织损伤结果，还有赖于更先进的失效方法的提出及实现，从而应用于生物力学的分析。第三，本例中仅应用单一的下肢有限元模型进行碾压及碰撞的分析，边界条件进行了一定的简化，这对结果也会产生影响。因此，发展完整人体模型进行行人—汽车的交通事故重建分析将是发展方向及趋势。

本节仅分析了下肢在直接暴力作用下的损伤机制，而由间接暴力引起的下肢骨折机制更加复杂。间接暴力骨折常由成角弯曲、旋转以及压缩造成。因此，全面探讨下肢损伤的各种情形有利于对下肢的损伤机制进行理解，从而有利于下肢损伤的过程重建，得到更可信的下肢损伤机制，为法庭提供科学的生物力学证据。基于本节的下肢模型，对其进行完善，从而探讨间接暴力作用下的下肢损伤机制，提供更为可靠的生物力学证据。

第四节　胸廓有限元模型的建立与验证

胸廓骨性结构作为胸腔器官的主要保护性结构，在胸部损伤中常首先受累，其遭受外力作用后可形成打击性骨折和挤压性骨折。损伤后的胸廓结构失去完整性，

不仅丧失了对体内重要器官的保护作用，骨折断端甚至可能直接对内部器官造成严重损伤。通过对胸廓骨性结构的应力、应变趋势分析，有助于阐明胸部损伤的致伤机制，可为法医损伤学研究提供参考依据。本节根据尸体胸部CT扫描图像数据，运用有限元建模软件构建高仿真度人体胸廓三维有限元模型，并进行胸廓应变趋势分析，以验证模型在损伤生物力学分析研究中的作用。

一、胸廓有限元模型的建立

（一）人体断层影像数据采集

将尸体用专用裹尸袋包裹，取仰卧位放置于检查床上进行全身扫描。扫描范围取颅顶至第五腰椎与骶骨交界处平面，扫描条件设置为管电压120kV，管电流380mA，层厚5mm（Acq 40mm×0.6mm），螺距0.55:1，球管转速0.5 s/r，床高125cm，采集视野200mm。重建参数：层厚0.6mm，层距0.4mm，重建视野200mm，骨窗算法（窗宽1500Hu，窗位450Hu）高分辨率重建。以像素为1024×1024的DICOM格式图像输出。

（二）有限元建模

使用MIMICS软件进行有限元建模：

(1) 通过数据导入窗口将CT图像导入软件(import image)。

(2) 从所有图像中选取所需的躯干部CT扫描图像。

(3) 进行无损模式(lossless)转换(convert)。

(4) 打开转换后的图像，进入图形操作主界面，定义空间方位(上、下、左、右)(图3-4-1)。

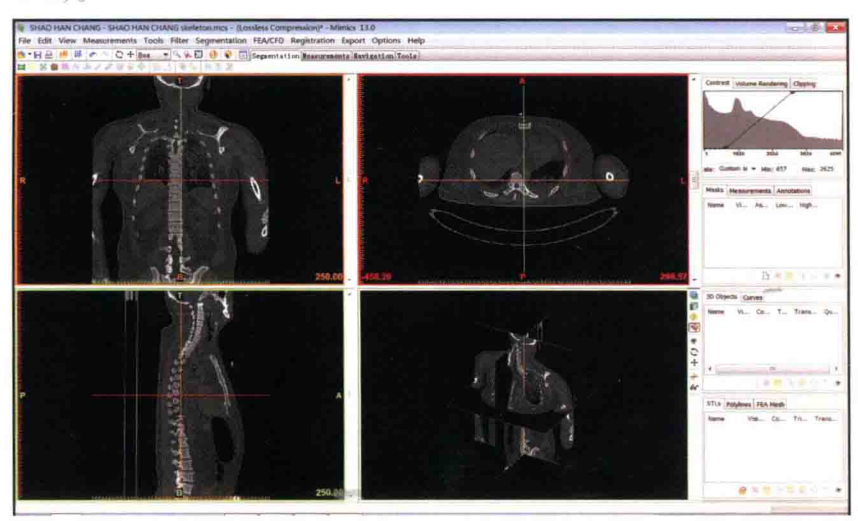


图3-4-1　Mimics软件图形操作主界面

(5) 选取阈值范围(thresholding)为骨骼组织(bone material),手动调节 Hu 阈值范围为 96~3071,使其覆盖全身骨骼,填补像素空洞(fill holes),生成全身骨骼蒙罩(mask)(图 3-4-2)。

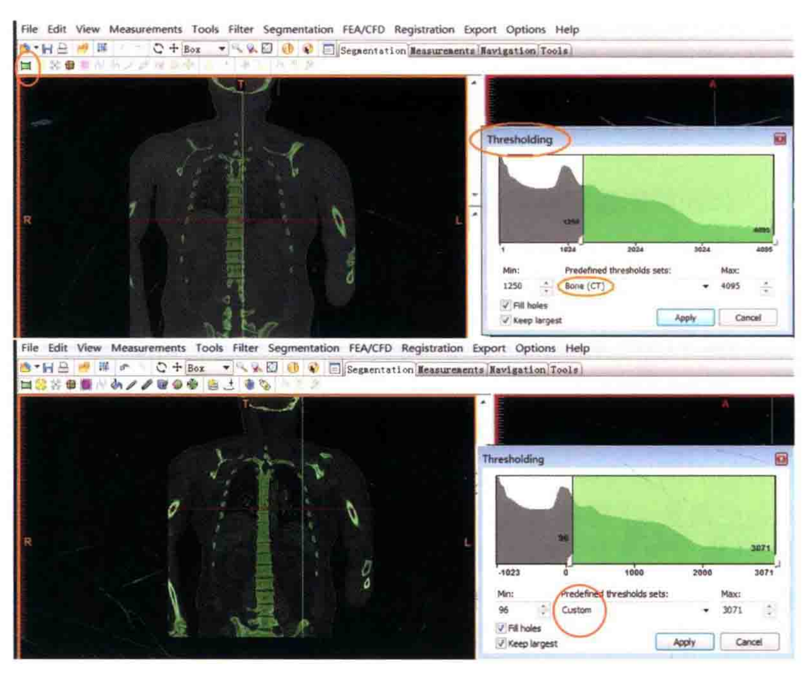


图 3-4-2 选取并修改阈值范围

(6) 对蒙罩进行手动框选(crop mask),选取第 7 颈椎至第 5 腰椎范围进行后续编辑(图 3-4-3)。

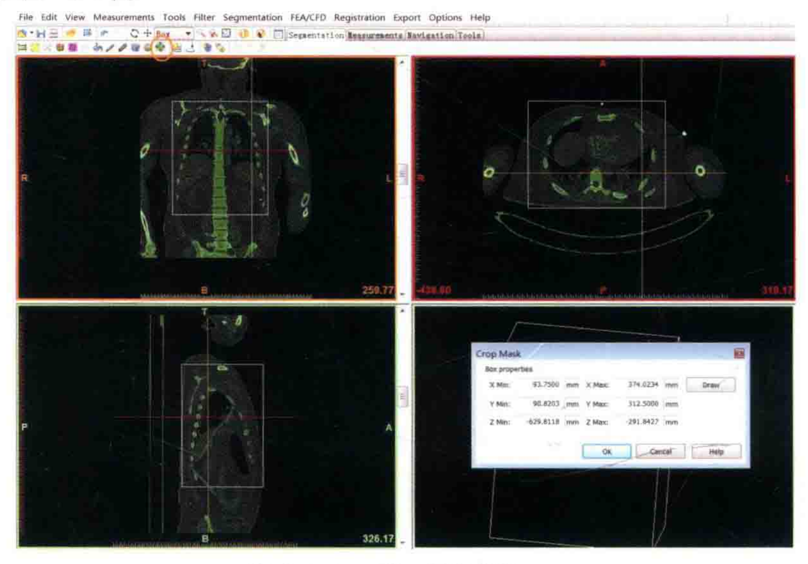


图 3-4-3 手动框选蒙罩

(7) 对蒙罩进行区域增长,点选胸骨、脊柱、肋骨,将上述骨骼及所有与之相连的骨骼从原蒙罩中分离,生成新的胸廓骨骼蒙罩,计算(calculation)生成初步三维模型(图 3-4-4、图 3-4-5)。



图 3-4-4　区域增长操作

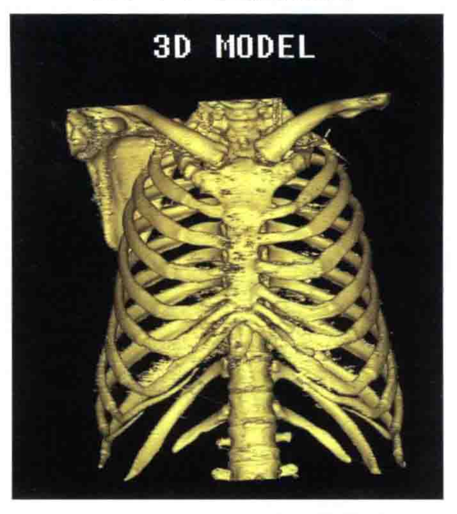
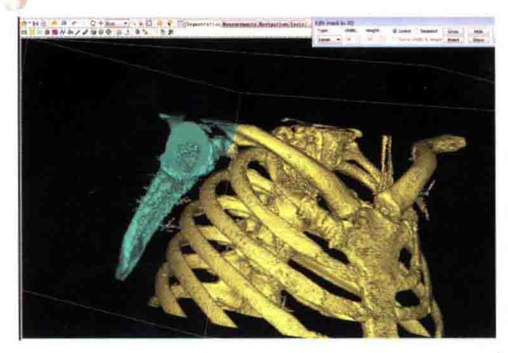


图 3-4-5　生成初步三维模型

(8) 在三维视图中编辑蒙罩(edit mask in 3D),擦除不需要的结构,将锁骨与胸骨分离,简单擦除模型表面毛刺,三维模型与对应的蒙罩同时被修改(图 3-4-6)。

(9) 对编辑后的蒙罩进行区域增长操作,获得新蒙罩(不含锁骨,表面更平滑)(图 3-4-7)。

(10) 进行单层/多层蒙罩编辑(edit masks/multiple slice editing),在矢状面、冠



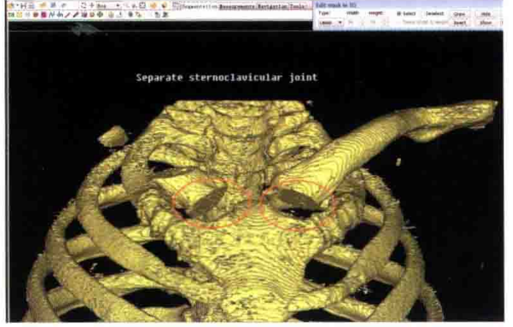


图 3-4-6　三维视图中编辑蒙罩，擦除、分离多余结构

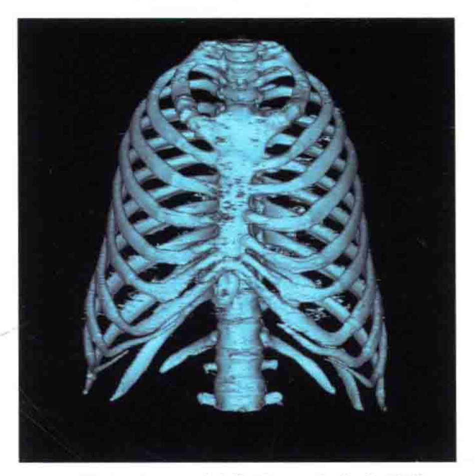


图 3-4-7　新蒙罩，不含多余结构

状面、水平面视图中对蒙罩进行精细修补，重新计算生成三维模型(图 3-4-8)。

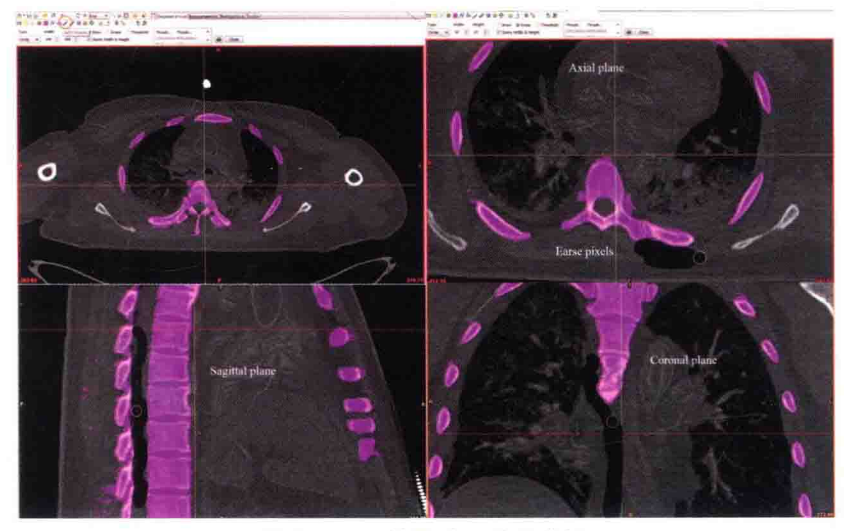


图 3-4-8　单层/多层蒙罩编辑

(11) 对三维模型进行包裹(wrap),填补模型表面缝隙与内部孔洞,设定缝隙直径(gap closing distance)1mm,最小显示尺寸(smallest detail)2mm。

(12) 对三维模型进行平滑(smoothing),设定平滑系数(smooth factor)0.9,迭代次数(iterations)15 次。

(13) 进入网格化(remesh)操作界面,进行网格划分(图 3-4-9)。

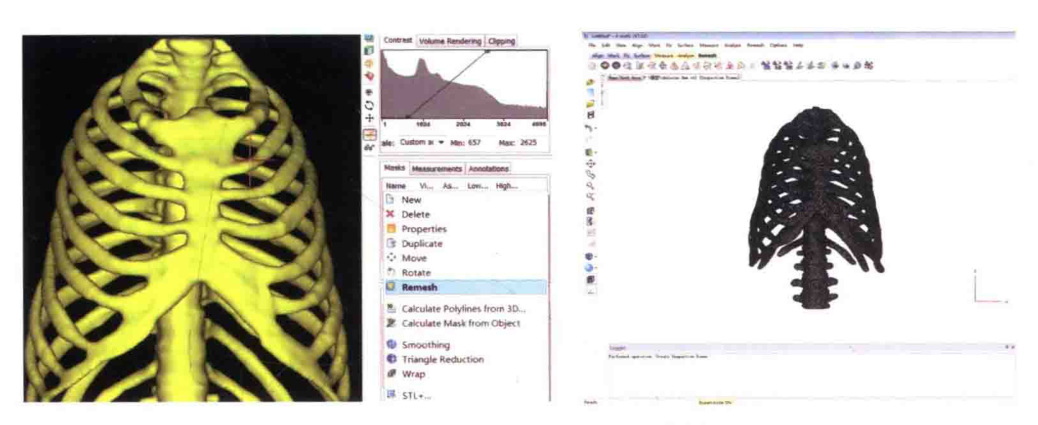


图 3-4-9 网格划分操作,进入操作界面

(14) 对模型上的三角片网格进行平滑,设定平滑系数 0.7,迭代次数 3 次,最大成角阈值 (flip threshold angle)30°, 不勾选保留模型锐利边缘 (preserve sharp edge),不勾选保留低质量边缘(preserve bad edge)。

(15) 减少(reduce)三角片网格操作,设定最大成角阈值 30°,最大几何学误差(geometrical error)0.1,迭代次数 5 次,保留模型表面特征(preserve surface characteristic)。

(16) 自动网格化(auto remesh)操作,设定最大几何学误差 0.1,单元最大边长(maximum edge length)10mm,有限单元质量阈值(shape quality threshold)0.3,保留模型表面特征,迭代次数 3 次。

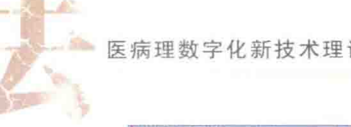
(17) 再次行平滑操作,设定平滑系数 0.9,迭代次数 5 次,余参数同前。

(18) 保留单元质量的减少(quality preserving reduce)三角片操作,设定单元质量阈值为 0.4,最大几何学误差 0.1,单元最大边长 10mm,保留模型表面特征,不保留低质量边缘,迭代次数 5 次。

(19) 再次自动网格化,设定单元质量阈值 0.4,迭代次数 5 次,余参数同前;生成网格化模型。

(20) 对网格化模型进行智能修复(fix wizard),检查并修复低质量网格。

(21) 创建体积网格(create volume mesh),设定单元最大边长为 10mm;生成最终有限元胸廓模型(图 3-4-10)。



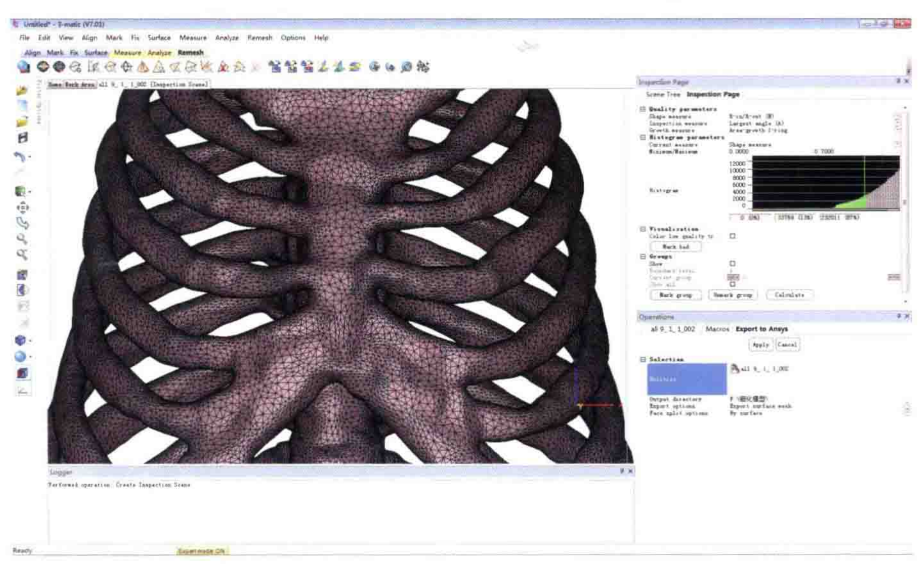


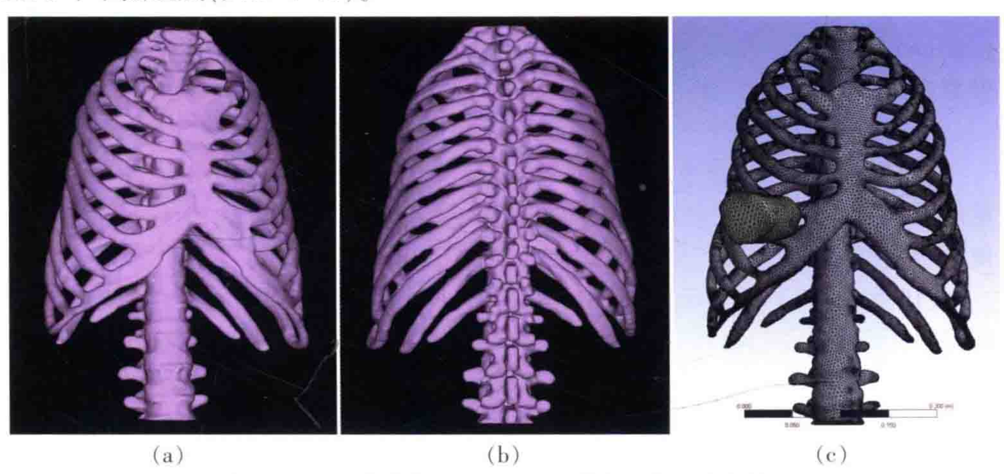
图 3-4-10 生成体网格

(22) 将有限元模型以适用于 ANSYS 软件的 .cdb 格式导出(output)。

(23) 依据以上方法构建有如尸体拳头般大小的圆柱体打击物有限元模型。

(三) 胸廓骨性结构三维有限元模型概况

根据 MSCT 扫描影像学数据应用 MIMICS 软件构建了包括胸骨、肋骨、脊柱在内的胸廓三维有限元实体模型，模型由 617381 个四面体单元及 153529 个节点组成，单元最大边长为 10mm，平均单元质量>0.7，符合有限元人体生物力学分析要求。模型完整地再现及保留了重要的解剖学特征。打击物模型由 55143 个单元及 9998 个节点组成(图 3-4-11)。



(a) (b) (c)

图 3-4-11 胸廓有限元模型的构建及生物力学分析

(a)—模型正面观；(b)—模型背面观；(c)—打击模型

二、有限元分析前处理

（一）使用 ANSYS Workbench 软件进行有限元分析前处理

（1）在工作表界面中选取数枚有限元连接模块(finite element modeler)与 1 枚显示动力学分析模块(explicit dynamics)建立流程图。

（2）导入(add input mesh)胸廓模型与打击物模型的 .cdb 文件。

（3）查看胸廓模型三维结构，删除多余单元与节点组(components)。

（4）定义材料属性(engineering material)，将胸廓与打击物均定义为骨密质的材料属性，手动输入包括密度、杨氏模量、泊松比等参数。

（5）更新流程图(update project)。

（6）定义接触(contact)，将打击物与胸廓之间定义为滑动摩擦(frictional)，摩擦系数(coefficient)设为 0.1。

（7）定义边界条件(boundary)，将脊柱下端完全固定(fixed support)，限制其平移及旋转运动。

（8）定义载荷(loads)，设定打击物以 4m/s、6m/s、8m/s 的速度与胸廓右季肋部正面碰撞(图 3-4-12)。

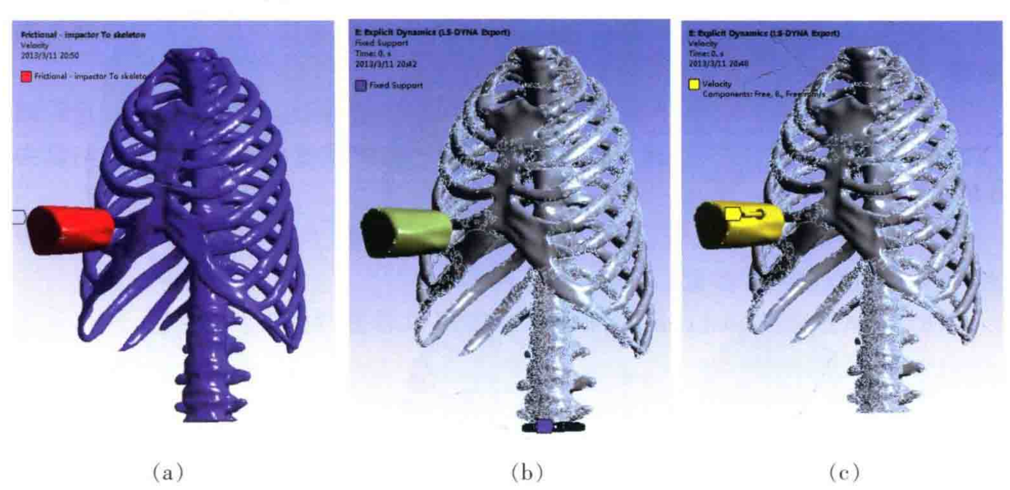


图 3-4-12 定义接触、边界条件及载荷

(a)—定义滑动摩擦接触；(b)—固定脊柱下端；(c)—设置碰撞载荷

（9）设置求解参数，设定计算终止时间(end time)为 10ms，设定时间步长(time step)为程序自动控制(program controlled)。

（10）求解(solve)，生成 K 文件。

值得注意的是，由于 LS-PrePost 软件的前处理功能优于 ANSYS Workbench 软件，故通过 ANSYS Workbench 软件导入模型文件，进行简单加载后计算生成 K 文

件，供 LS-PrePost 软件进行复杂的前处理。此处的材料属性、接触、边界条件、载荷、求解参数等仅为生成 K 文件所必需的部分，简单设定即可。

（二）使用 LS-PrePost 软件进行有限元分析前处理

(1) 导入 K 文件(import K files)。

(2) 定义材料属性，根据文献将胸廓定义为骨密质材料，赋予其弹塑性材料属性，材料自带塑性失效应变极限值为 0.02，具体参数如表 3-4-1；将打击物定义为刚体，同样赋予其骨密质材料属性。

表 3-4-1　胸廓骨性结构有限元模型材料参数

组织部位	材料模型	具体参数
胸廓	弹塑性	ρ=2.0 g/cm^3; E=11.5 GPa; μ=0.3; σ_y=88 MPa; Et=1.15 GPa; β=0.1; C=2.5, P=7 (Cowper-Symonds model); plastic failure strain=0.02

(3) 定义接触类型，打击物与胸廓间采用自动面—面接触算法(automatic surface to surface)，两者间为滑动摩擦，摩擦系数为 0.1。

(4) 定义边界条件，对最下节腰椎底面进行完全固定，限制其平动与转动。

(5) 定义载荷，设定打击物以 4m/s、6m/s 及 8m/s 的速度与胸廓右季肋部正面碰撞。

(6) 设置求解参数，由于参数较多，在此列出主要参数，包括求解的终止时间(ENDTIM)设为 5ms，时间步长系数(TSSFAC)设为 0.9，质量缩放系数(DT_2MS)设为 0 等。

(7) 求解结果输出设置，开启输出包括应力、应变、位移、接触力以及特定节点、单元的时程曲线等参量。

(8) 调试查错(model check)，根据提示对 K 文件进行修改。

(9) 保存 K 文件。

三、有限元计算

使用求解器对 K 文件进行计算，生成结果文件。

四、有限元分析后处理

（一）使用 LS-PrePost 软件进行有限元分析后处理

(1) 导入结果文件。

(2) 查看胸廓模型受击打后的运动学情况(形变、位移)。

(3) 查看模型Von-Mises应力分布与变化情况。

(4) 查看模型最大主应变(maximum principal strain)分布与变化情况。

(5) 查看模型整体或局部关于多项参量的时程曲线情况。

(二) 胸廓有限元模型生物力学响应分析

胸廓右季肋部遭受 4m/s、6m/s 及 8m/s 的打击物正面打击的模拟结果显示:胸廓在遭受正面击打后的 5ms 内,碰撞部位的肋骨发生局部弯曲,带动胸廓发生整体变形并向后位移,胸廓移动到一定程度后发生回弹;胸廓模型的应变分布图(图 3-4-13,图 3-4-14)显示,碰撞发生后碰撞点肋骨的打击侧与打击对侧首先产生应变集中,随后应变同时沿肋骨向两侧传播,在近胸骨处及肋骨后侧产生应变集中,随后在肋骨上发生应变再分布,最终随着胸廓的回弹其应变值亦逐渐减小。结合骨骼破坏指标进行分析,4m/s 的打击过程中,胸廓未发生骨折。6m/s 的打击过程中,打击点肋骨于第 2.3ms 时发生骨折, 骨折处单元最大主应变达到 0.020,Von-Mises 应力值为 138MPa。8m/s 的打击过程中,打击点肋骨于第 0.8ms 时发生骨折,骨折处最大主应变达到 0.026,最大 Von-Mises 应力值达到 131MPa(图 3-4-15)。

有限元分析结果显示,遭打击肋骨在击打处发生局部向内弯曲,打击侧胸廓承

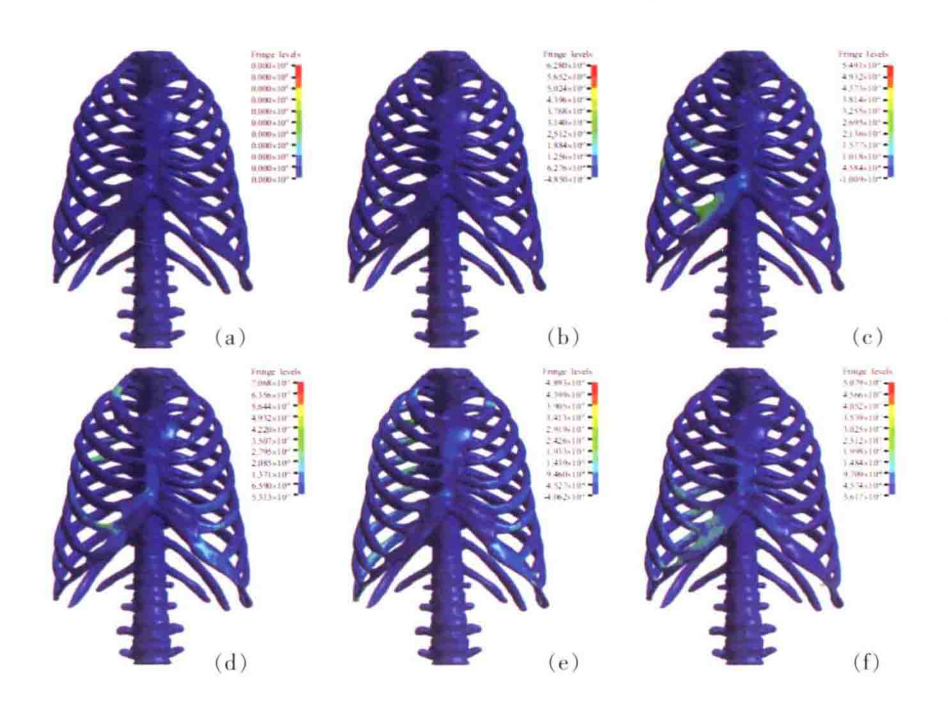


图 3-4-13　胸廓模型的应变分布

(a)—打击后 0.4ms;(b)—打击后 0.7ms;(c)—打击后 1.1ms;(d)—打击后 2.0ms;(e)—打击后 3.5ms;(f)—打击后 4.0ms



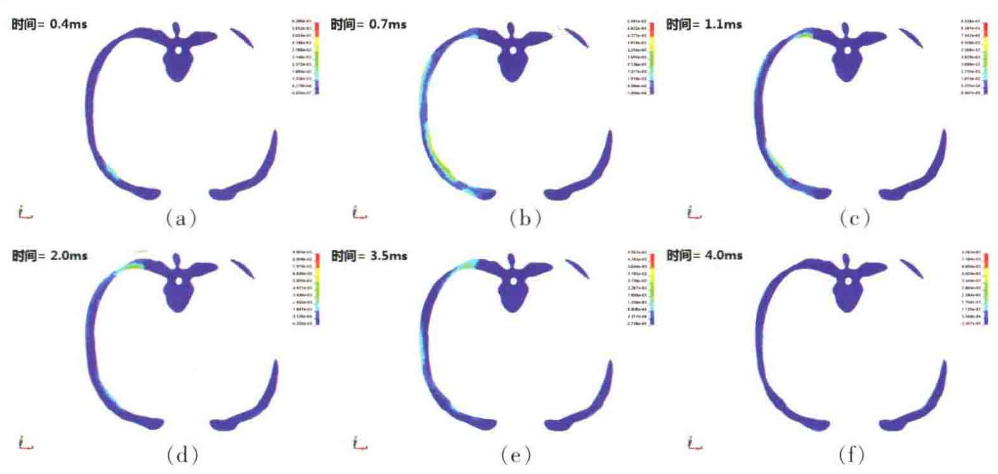


图 3-4-14　以 4m/s 速度正面打击下胸廓横断面应变分布情况(俯视图)

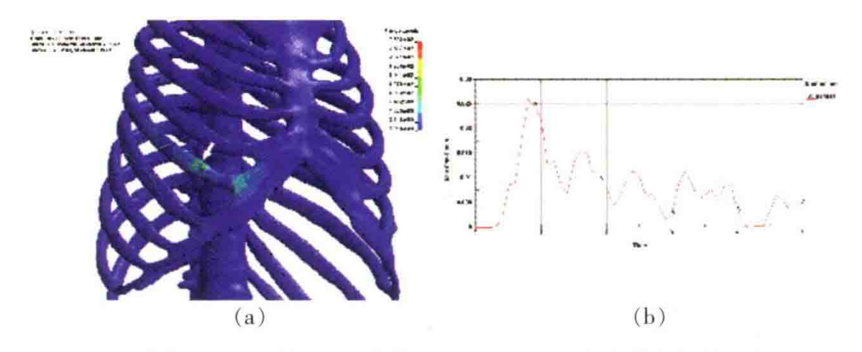


图 3-4-15　以 8m/s 速度正面打击下胸廓应变分布情况

(a)—打击后0.8ms时应变分布情况(箭头示骨折发生部位);(b)—骨折部位单元应变—时程曲线

受冲击能量并发生明显的整体变形与位移,移动一定距离后发生回弹,该运动方式符合传统骨骼生物力学响应规律;胸廓模型的应变分布情况显示,打击处肋骨首先出现应变集中,且分布在肋骨打击侧与打击对侧,分别对应受力侧的压应变与受力对侧的拉应变,随后应变沿肋骨内外两侧向胸骨及脊柱传播,在相应位置形成应变集中,符合肋骨受到直接外力与间接外力后的生物力学响应方式。肋骨不同位置的应变分布时程图显示打击处肋骨与肋骨后侧部位的有效应变最大值近似,略高于近胸骨处肋骨的有效应变最大值;在 6m/s 与 8m/s 的打击过程中,当肋骨受力后产生应变超过其极限强度时,即在相应位置发生骨折,且骨折发生时该部位单元的 Von-Mises 应力值同样超出相应的极限强度,符合传统骨骼损伤机制理论。

第五节　肝有限元模型的建立及其法医学应用探讨

肝作为腹腔内重要的人体器官,在腹部损伤中常常受到波及,闭合性肝损伤占腹部损伤的15%~20%。肝损伤形成方式多样,情况复杂且具有实践意义,对于法医病理学工作者来说,阐明不同致伤方式下肝损伤的机制非常重要。

传统的研究方法主要采用动物实验与人尸体实验来研究肝损伤的致伤机制。通过对实验材料施加一定大小的作用力及作用速度的击打或压迫，观察肝损伤情况。此类实验得到的结论较为经验化,且无法阐明肝损伤的真实过程。有限元建模与分析方法能够反映人体不同结构的解剖学外形与材料属性特征，已被认为是一种探索人体内脏器官钝力性损伤机制的强而有效的方法。本节根据尸体胸腹部CT扫描影像学数据,运用有限元建模软件构建了肝三维有限元模型并进行验证,为后续的肝钝力性损伤生物力学分析建立了基础。

一、肝有限元模型的建立

（一）模型的生成

根据人肝脏CT扫描数据生成肝三维有限元模型。将肝模型定义为超弹性材料,具体材料参数见表3-5-1。

表3-5-1　肝有限元模型材料参数

组织部位	材料模型	具体参数
肝	超弹性	ρ=1.04 g/cm^3 μ=0.49 C_{10}=C_{01}=6206 Pa；C_{20}=C_{02}=3492 Pa；C_{11}=0

根据MSCT扫描影像学数据应用MIMICS软件构建了正常人体肝三维有限元实体模型(图3-5-1),由366295个四面体单元及63045个节点组成,单元最大边长为10mm,平均质量>0.7,模型具有极高的解剖学相似度,符合有限元人体生物力学分析要求。

本部分中肝模型的建模方法与具体操作与前部分类似。人体组织中,内部器官及软组织与骨性结构的Hu阈值差别较大,在MIMICS软件中通过阈值选取与区域增长操作能够顺利地提取出骨性结构的蒙罩，而由于肝与其毗邻器官及软组织之间的Hu阈值较接近,通过单纯的区域增长操作无法将其彻底与毗邻组织分离,且分离后的肝蒙罩并未包含其应有的解剖学外形与特征，生成的三维模型表面存在大量孔洞与毛刺,据此三维模型构建的有限元模型质量较差,在有限元运算过程中



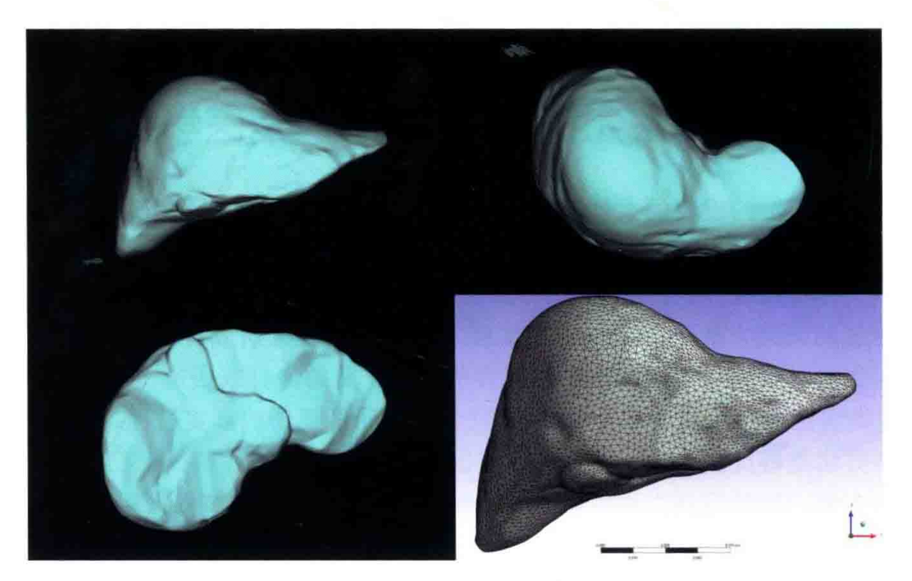


图 3-5-1　肝有限元模型

极易报错，导致计算无法进行。为了得到高精度与高仿真度的肝模型，需对每一层 CT 图像进行手动编辑，工作量较大，且该操作依赖于操作人员对肝生理解剖结构的了解程度，为建模结果带入了一定的主观因素。对于此矛盾目前并无有效的解决方法。

（二）模型的材料属性

由于有限元分析方法目前没有统一的标准，对于肝的材料属性已有较多研究，超弹性与超黏弹性材料属性文献结论不一，且每一项研究构建的材料属性均经过验证能适用于肝的生物力学分析。在 LS-PrePost 软件中，超黏弹性材料属性的选项卡片包括超弹性参数部分与黏弹性参数部分，超弹性材料包括 Mooney-Rivlin、Ogden、neo-Hookean、Polynomial 等材料模型，而黏弹性参数为 Prony 序列系数，LS-PrePost 软件中的 Prony 序列系数主要包括剪切松弛模量与衰变系数，此类系数的获取需根据相关实验的原始数据，而文献中极少直接给出此类实验数据，且大部分定义肝为超黏弹性材料的文献，其黏弹性部分的物理量并非 Prony 序列系数，为其他物理量，诸如短期剪切模量、长期剪切模量、松弛系数、特征时间等。这些物理量与前述的剪切松弛模量与衰变系数并非不相关，但需经过复杂的公式转换，难以直接套用。另有研究将目前国际上已有的多种不同的肝材料属性进行比较，包括超弹性与超黏弹性材料属性，结果显示这些属性均能够表现出肝应有的生物力学特性，差异不大。故本节从诸多文献数据中选择了 Miller 等的研究结果，对肝模型赋予超弹性材料属性，其中超弹性属性本构采用基于 Mooney-Rivlin 模型的变形本构，在 LS-PrePost 软件中有相应的材料模型选项卡片（图 3-5-2）。

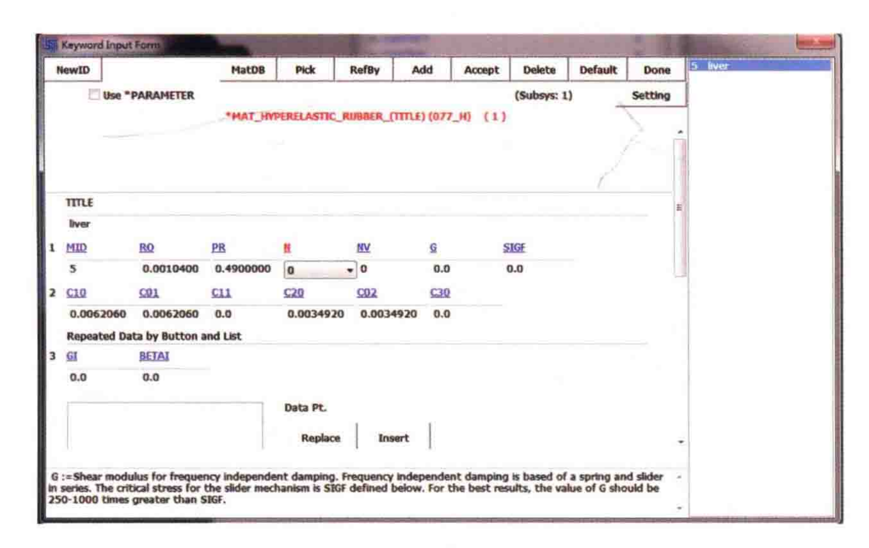
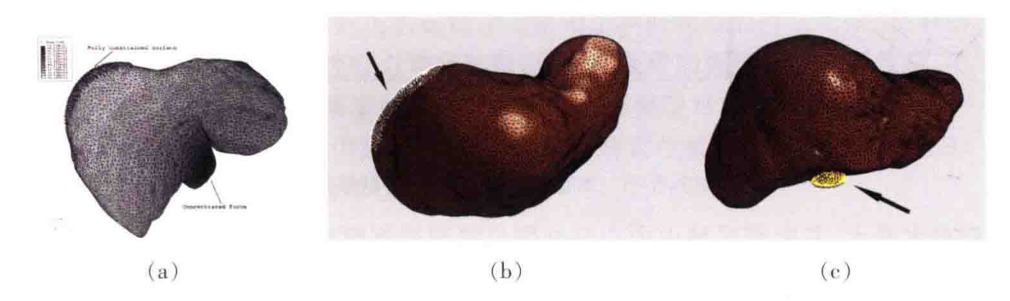


图 3-5-2　本节中肝模型的材料模型卡片

二、肝有限元模型验证

将肝有限元模型 K 文件导入 LS-PrePost 软件。依据文献将肝右叶上缘进行完全固定，于方叶表面施加大小为 2N 的恒定牵引力(图 3-5-3)，计算后求得肝在牵引力作用下的位移-时间曲线，并与文献数据比较。



(a)　　　　(b)　　　　(c)

图 3-5-3　肝有限元模型验证实验

(a)—文献中的验证实验条件设置；(b)—本验证实验中，肝右叶上缘固定；(c)—本验证实验中，肝方叶表面施加牵引力

肝方叶表面受恒定牵引力后最大位移—时间曲线如图 3-5-4，经比较与文献数据高度一致(图 3-5-5)，本节构建的肝有限元模型能够适用于有限元生物力学分析中。

肝方叶表面在 2N 的恒定牵引力下，在最初 5s 内，其位移迅速上升至 10.5mm 左右后，上升幅度显著减小，最终位移基本维持在 11mm 左右，与文献数据吻合。从施加牵引力后第 10s 的肝位移分布云图可见(图 3-5-6)，牵引力直接作用区域位



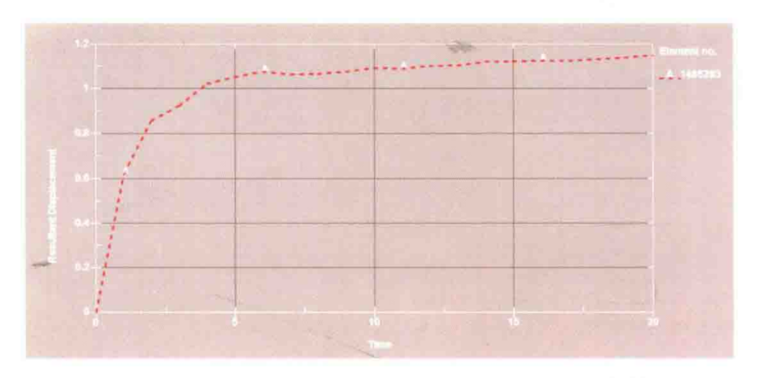


图3-5-4　本验证实验中肝最大位移—时间曲线

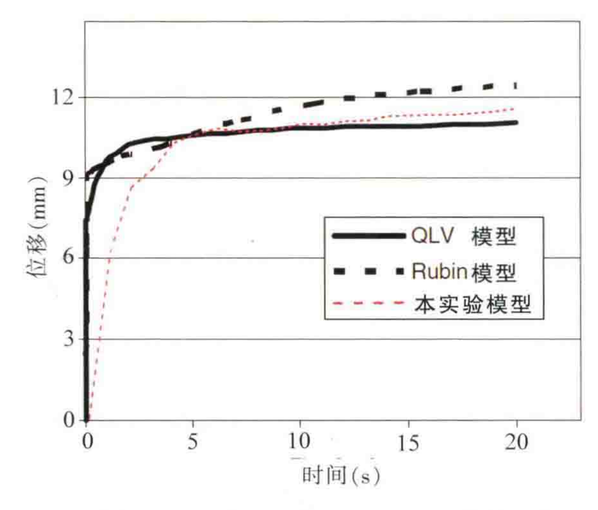


图3-5-5　本验证实验结果与文献数据比较

移程度最大，其毗邻区域由中心至外围位移程度逐渐减小，呈明显的梯度分布，与文献结果较一致，亦符合超弹性组织受牵引力作用后的传统响应机制理论。

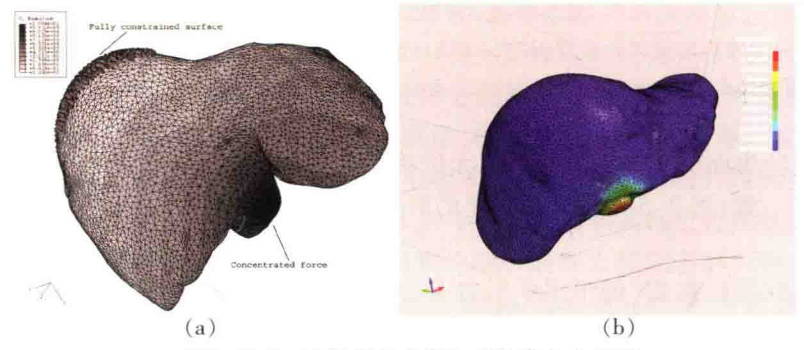


图 3-5-6　肝受局部牵引力后位移分布云图

(a)—文献中肝模型位移云图；(b)—本节中肝模型位移云图

三、模型的评价

国外有学者也已尝试开展钝性外力致肝损伤机制的研究：在尸体腹腔内主要血管上装置了压力传感器，使用撞击器以 7m/s 的速度从右侧撞击尸体腹部，测量各主要血管的压力变化值及变化率，观察肝损伤情况，评价血管内压作为肝损伤指标的合理性。研究指出，血管内最高压力变化率可作为肝损伤的有效预测指标。通过对离体 48h 内的新鲜人体肝进行物理实验，对肝施加不同变化率的压缩载荷，观察其损伤情况。随后将局部肝组织样本施加不同应变率的拉伸及压缩载荷，观察其损伤情况，实验结果表明肝由一种非线性、变化率依赖性的材料构成并给出了肝在不同载荷下的响应数据。上述部分研究致力于开发一种肝的材料本构研究，其余针对肝损伤的研究则较为经验化，使用普通的生物力学仪器无法测量肝与其他器官间实际的相互作用。新近的有限元方法和数字模拟技术已应用在不同的人体内脏器官上，如心、肾等，用于探究器官的生理形态与功能，而当结合不同的组织损伤的标准和阈值，有限元方法已被证明可作为一种有效的损伤预测与成伤机制的分析工具。

目前有关肝有限元模型的验证试验多见于对肝材料属性的研究中。通过构建肝局部组织有限元模型，对其赋予构建的材料属性，并模拟力学实验，将结果进行比较。但上述验证试验中构建的肝组织有限元模型多为微小模型，模型大体尺寸及有限元网格尺寸均极小，与本肝模型单元边长差异太大，如此的网格尺寸差异必定会对模拟结果造成较大影响，此类验证试验无法用于本肝模型的验证工作。也有研究对动物肝进行整体建模并进行力学实验模拟，但其获得的数据为动物肝数据，不适宜用来指导人体肝有限元模型的验证工作。本节肝模型对局部施加牵引力并求得最大位移—时间曲线，外力载荷易于加载，且最大位移—时间曲线可由 LS-PrePost 软件求得，操作步骤简单、易行、无障碍。

第六节　骨盆有限元模型的建立及其法医学应用

骨盆形态、结构复杂，作为人体站立支撑的主要部位之一，承受着人体体重的持续压力，在强大的外力撞击之下，极易发生骨折。由于骨盆内器官多样、血管众多，损伤后常伴有器官和组织血管的撕裂，其致死率达 5%~20%，致残率约 50%~60%。应用有限元方法建立包括骶骨、髂骨、双侧股骨头、骶髂关节、髋关节、耻骨联合以及韧带的完整骨盆模型，并进行有限元分析，对于分析骨盆损伤机制和法医学鉴定实践指导具有极其重要的意义。



一、有限元模型的建立

（一）CT 数据获取

利用 GE BlightSpeed 16 排螺旋 CT 及 AW4.3 图像后处理工作站对尸体第五腰椎至膝关节处进行扫描，扫描参数为螺距 0.968:1，层厚 10mm，130kV，300mA，分辨率 512×512，以 DICOM 格式将数据导入到 MIMICS13.1 软件中，进行有限元建模处理。

（二）模型网格化

利用阈值分割工具，提取出全部骨骼组织，使用蒙罩编辑（edit mask）、多层蒙罩编辑、区域增长工具，分离出双侧股骨、髂骨与骶骨蒙罩。利用布尔运算工具，分别得到髋关节、骶髂关节以及耻骨联合中的关节软骨蒙罩。使用空洞填充（cavity fill）、多义线空洞填充（cavity fill from polylines）等方法自动修补空洞，余者逐层手动填充。

将蒙罩进行三维重建，得到包括骶骨、双侧髂骨、双侧股骨近端及关节软骨的骨盆三维模型。通过包裹、光滑等工具对模型进行光顺，去除细小结构以便后续网格的划分，进一步对光顺后的模型进行网格划分，得到优化的三维模型。将各部分模型进行非流形装配，组成完整的骨盆环模型。

利用优化后的面网格生成体网格，得到有限元模型，生成的网格单元为 4 节点的四面体，节点数目见表 3-6-1。

表 3-6-1 有限元模型节点数及单元数

部位	节点数	单元数	材料属性
骶骨	13 323	79 586	线弹性、50 种材料
左髂骨	18 144	107 454	线弹性、50 种材料
右髂骨	17 784	105 438	线弹性、50 种材料
左股骨	5004	29 654	线弹性、50 种材料
右股骨	4753	27 986	线弹性、50 种材料
耻骨间盘	600	3122	超弹性材料
骶髂关节软骨	4076	22 495	超弹性材料
髂臼关节软骨	5173	28 088	超弹性材料
总计	68 857	403 823	253种材料

（三）赋材料属性

将骨密质和骨松质简化为各向同性的线弹性材料，将骨骼视为一个属性连续变化的整体，通过每个体素的 CT 值赋予材料属性。每个单元的 CT 值由这个单元中所有体素 CT 值的平均值得到。经文献表明骨矿物质密度与 CT 值之间存在线性关系，即：

$$\rho=0.000\,691\,41\times Hu+1.026\,716。$$

骨盆骨的弹性模量与骨密度之间存在一个经验公式，可赋予每个单元的弹性模量：

$$E=2017.3\times\rho^{2.46}$$

式中：E 表示弹性模量，单位为 MPa，ρ 为骨密度，单位为 g/cm^3。

将骨骼平均分成 50 种材料进行属性赋予，根据上述经验公式，完成骨密度和弹性模量赋值，泊松比为 0.3。骶髂关节软骨和髋臼软骨使用二参数的 Mooney-Rivlin 材料模型模拟，C_1=4.1MPa，C_2=0.41MPa，耻骨间盘使用三参数超弹性 Mooney-Rivlin 材料模拟，系数 C_{10}、C_{01}、C_{11}分别为 0.1MPa，0.45MPa，0.6MPa（表 3-6-2）。将含有材料属性的模型.cdb 格式导入 ANSYS，重建韧带。

表 3-6-2　各关节软骨材料属性

耻骨间盘 Mooney-Rivlin 超弹性材料	C_{10}(MPa) 0.1	C_{01}(MPa) 0.45	C_{11}(MPa) 0.6
骶髂和髋臼软骨 Mooney-Rivlin 超弹性材料	C_1(MPa) 4.1	C_2(MPa) 0.41	

（四）建立骨盆主要韧带

根据各韧带起止点的解剖学位置选取相应的节点重建韧带的起止点。重建的韧带包括：髂股韧带、耻股韧带、股骨头韧带、坐骨股骨韧带、骶髂韧带、骶棘韧带、骶结节韧带、髂腰韧带、腹股沟韧带、耻骨上韧带、耻骨弓状韧带。使用三维两节点无压缩的桁架单元模拟股骨相关的韧带，忽略韧带的压缩刚度，对骨盆韧带使用弹簧单元模拟。具体数值见表 3-6-3、表 3-6-4。

表 3-6-3　髋关节囊韧带材料属性

	弹性模量(MPa)	泊松比	横截面积(mm^2)	单元数量
髂股韧带	98	0.3	98	6
耻股韧带	98	0.3	98	3
股骨头韧带	98	0.3	73	3
坐骨股骨韧带	37	0.3	73	4



表 3-6-4 骨盆韧带材料属性

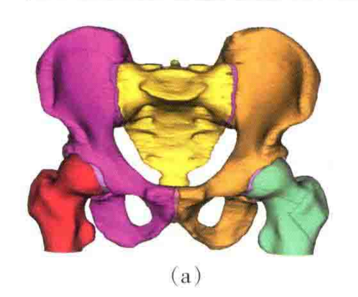
	刚度值(N/mm)	横截面积(mm²)	单元数量
骶髂韧带	5000	1391	525
骶棘韧带	1500	112	12
骶结节韧带	1500	539	56
髂腰韧带	1000	506	50
腹股沟韧带	250	45	9
耻骨上韧带	500	97	10
耻骨弓韧带	500	156	15

（五）模型概况

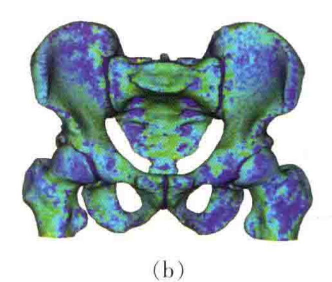
本实验建立了完整的骨盆有限元模型,模型节点数 68 857,单元数 403 823,各骨骼分成 50 种材料进行赋值,模型中含有关节软骨及韧带(表 3-6-5,图 3-6-1)。

表 3-6-5 骨盆有限元模型节点单元概况

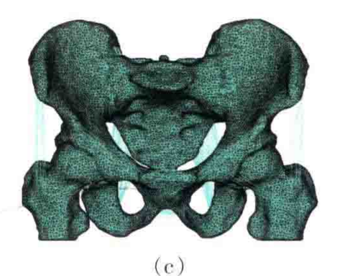
部位	节点数	单元数	材料属性
骶骨	13 323	79 586	线弹性、50 种材料
左髂骨	18 144	107 454	线弹性、50 种材料
右髂骨	17 784	105 438	线弹性、50 种材料
左股骨	5004	29 654	线弹性、50 种材料
右股骨	4753	27 986	线弹性、50 种材料
耻骨间盘	600	3122	超弹性材料
骶髂关节软骨	4076	22 495	超弹性材料
髂臼关节软骨	5173	28 088	超弹性材料
总计	68 857	403 823	253种材料



(a)



(b)



(c)

图 3-6-1 骨盆有限元模型

(a)—骨盆三维模型;(b)—设定材料属性;(c)—含韧带的有限元模型

二、有限元模型有效性检验

（一）几何外形有效性检验

选取五个横轴位平面，利用 MIMICS 的测量工具对各平面 CT 片和有限元模型中 x、y 方向的最大宽度进行测量，比较两种方法的测量值。

本实验建立的有限元模型形态与 CT 图像高度吻合（表 3-6-6），经过统计学 t 检验，x 与 y 方向有限元模型与 CT 数据最大宽度吻合，几何外形没有失真。

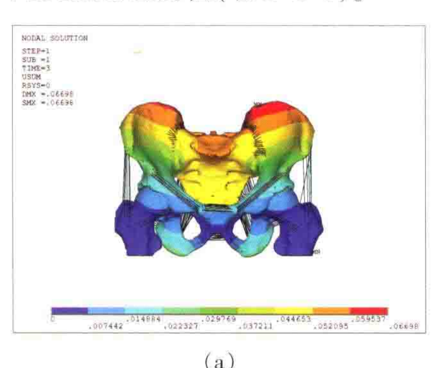
表 3-6-6　骨盆有限元模型形态与 CT 图像的比较

CT片位置	解剖部位	CT片测量值（x×y/mm）	有限元模型测量值（x×y/mm）	x方向测量值的差别（mm）$P>0.1$	y方向测量值的差别（mm）$P>0.1$
−908.50	左股骨	45.09×35.10	45.59×34.79	−0.50	0.309 998
	右股骨	34.12×32.15	34.12×31.67	0	0.480 001
−854.50	左股骨	80.64×38.49	80.64×39.24	0	−0.75
	右股骨	75.51×36.77	75.35×37.39	0.16	−0.62
	骶骨	22.29×12.05	22.29×12.05	0	0
−798.90	骶骨	92.74×24.27	91.94×25.17	0.80	−0.9
	左髂骨	75.58×34.63	75.87×35.31	−0.29	−0.68
	右髂骨	77.57×36.05	77.57×36.74	0	−0.69
−742.90	骶骨	107.61×47.75	108.63×47.50	−1.02	0.25
	左髂骨	140.71×6.53	140.06×6.67	−0.42	0.88
	右髂骨	143.16×6.01	142.94×6.36	0.22	−0.35
−701.30	左髂骨	50.65×13.35	50.70×13.35	−0.14	0
	右髂骨	47.16×14.38	47.79×14.37	0.63	−0.01

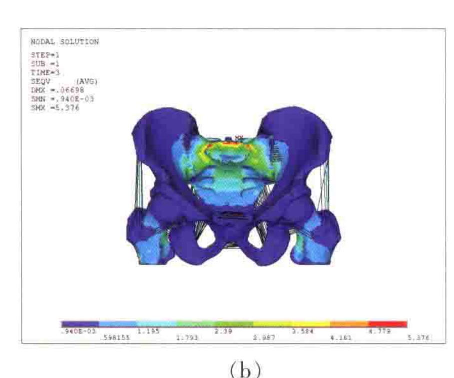
（二）模拟双脚站立状态下骨盆的应力分布

将上部躯体的载荷加载到骶骨的上终板表面，均布于各节点，根据文献取 600N 作为第一骶骨上终板表面的载荷值，方向为 Z 方向（即重力方向），边界条件：接近生理条件，不对骨盆进行固定约束，限制股骨近端截面 X，Y，Z，UX，UY，UZ 六个自由度为 0。

根据文献中实物标本的应力实验研究，确定骨盆的应力测量点如下：①髋臼前上方；②髋臼正上方；③髋臼后上方；④骶髂关节髂骨侧平 S1 椎体水平；⑤髂窝；⑥坐骨耻骨支；⑦骶髂关节髂骨侧中部；⑧耻骨上支；⑨坐骨大切迹最高点。确定测点后分别计算各测点在 600N 垂直载荷加载下骨盆的位移与应变云图（图 3-6-2）及 Von Mises 应力值(表 3-6-7)。



(a)



(b)

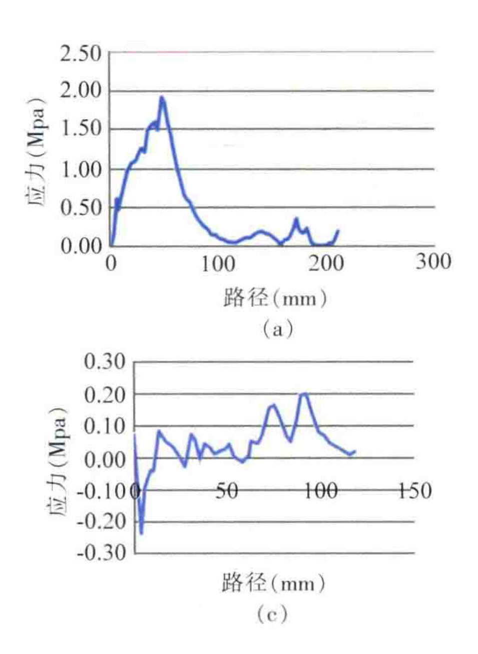
图 3-6-2 站立位加载 600N 骨盆位移与应力云图

(a)—施加 600N 垂直载荷后的位移云图；(b)—施加 600N 垂直载荷后的应力分布

表 3-6-7 站立位时骨盆承受 600N 压力各测量点应力值

测点	节点	位移(mm)	应变(mm)	Von Mises 应力(MPa)
1	38 960	$0.135\ 33\times10^{-1}$	$0.913\ 43\times10^{-5}$	0.1405
2	23 837	$0.164\ 12\times10^{-1}$	$0.674\ 61\times10^{-5}$	0.1038
3	67 282	$0.154\ 01\times10^{-1}$	$0.510\ 15\times10^{-4}$	0.2096
4	33 994	$0.447\ 99\times10^{-1}$	$0.913\ 46\times10^{-4}$	1.4054
5	14 093	$0.513\ 33\times10^{-1}$	$0.197\ 21\times10^{-4}$	0.3034
6	57 829	$0.157\ 37\times10^{-1}$	$0.321\ 15\times10^{-4}$	0.4941
7	35 837	$0.412\ 71\times10^{-1}$	$0.102\ 60\times10^{-3}$	1.5785
8	79 212	$0.152\ 22\times10^{-1}$	$0.783\ 19\times10^{-5}$	0.1205
9	64 238	$0.374\ 34\times10^{-1}$	$0.714\ 40\times10^{-4}$	1.0991

沿右骶髂关节髂侧缘经右弓状线、右耻骨梳、右耻骨结节至耻骨联合处作路径一，沿右骶骨岬经右髂骨、右坐骨、右耻骨下支至耻骨联合处作路径二，沿髋臼缘前侧、上缘和后侧作路径三，分别求出三条路径经过的节点 Von Mises 应力，并作出应力-路径曲线(图 3-6-3)。从三条路径可看出，沿弓状线各点应力分布在骶髂关节髂骨侧及耻骨上支应力较大，沿耻骨下支各点应力分布在骶骨岬、骶髂关节双侧及髋臼穹顶内侧骨密质应力较大，沿髋臼缘各点应力分布在髋臼缘上方偏后侧应力较大。



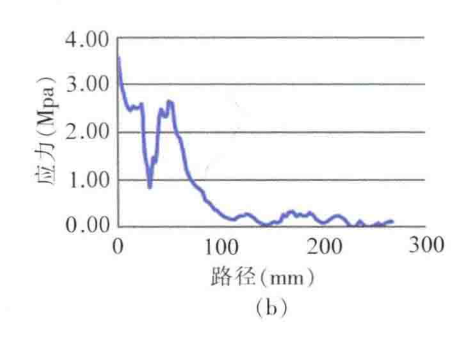


图 3-6-3　三条路径上的应力分布情况

(a)—沿弓状线各点应力分布情况；(b)—沿耻骨下支各点应力分布情况；(c)—沿髋臼缘各点应力分布情况

三、损伤生物力学分析

模拟双腿站立时右侧股骨近端受撞击情况下的应力分布，设置左侧股骨近端截面、股骨大转子及髂前上棘为固定状态，右侧股骨近端截面 Y,Z,UX,UZ 自由度为 0，于右股骨大转子处分别加载作用力 1kN，2kN，3kN，4kN，5kN，方向由右侧指向左侧(x 方向)，于骶骨上终板表面加载 600N 均布力，方向为 z 方向。最后计算模型的应力及应变变化，探讨其在致伤机制分析的应用价值。

骨盆有限元模型分别在 1000N、3000N、5000N 集中力作用下的应力分布云图(图 3-6-4)可见应力主要集中在双侧耻骨上下支、髋关节及骶髂关节周围。

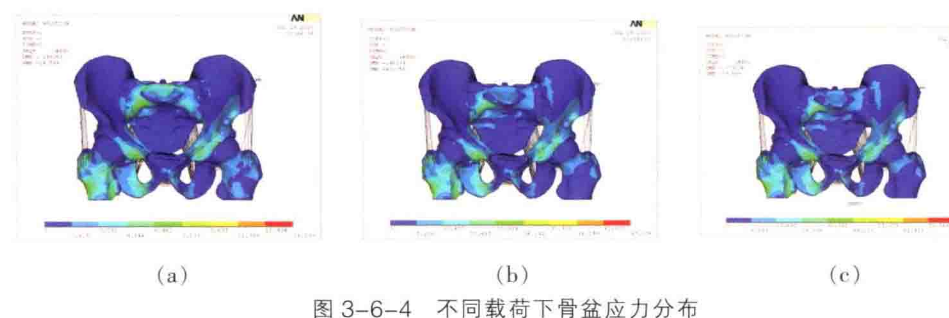


图 3-6-4　不同载荷下骨盆应力分布

(a)—1000N 载荷的应力分布；(b)—3000N 载荷的应力分布；(c)—5000N 载荷的应力分布

上述路径一、路径二、路径三在右侧股骨大转子载荷作用下的应力分布曲线图(图 3-6-5、图 3-6-6、图 3-6-7)。图 3-6-5 示弓状线、耻骨支以及耻骨联合处应力



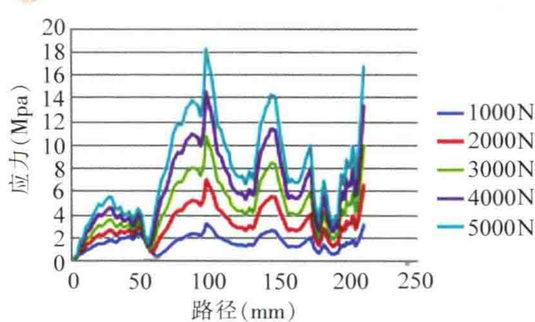


图 3-6-5 沿耻骨上支的应力-路径曲线图

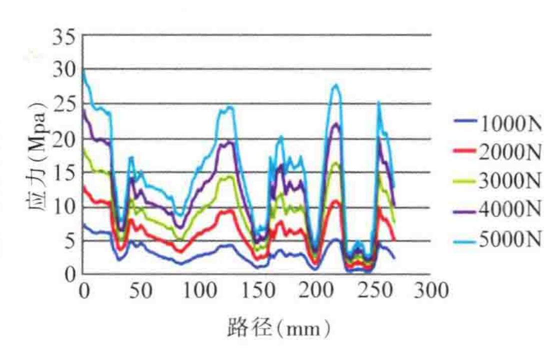


图 3-6-6 沿耻骨下支的应力-路径曲线图

集中,图 3-6-6 示骶髂关节双侧、髋臼穹顶内侧皮质、坐骨支、耻骨下支以及耻骨联合应力集中,图 3-6-7 示髋臼缘前侧和后侧应力较大。骨盆模型应力集中部位没有移动,但应力值随载荷增加而增加。

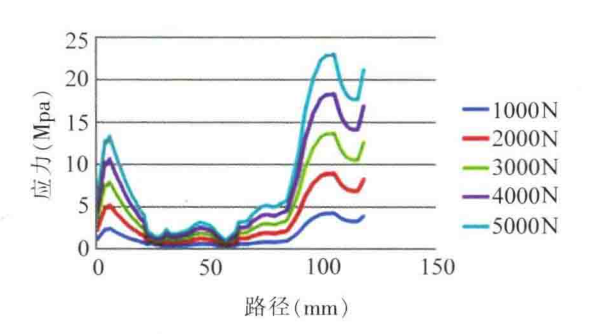


图 3-6-7 沿髋臼缘的应力-路径曲线图

四、模型的评价

(一)骨盆有限元模型的外型结构

由二维图像生成三维图像,再生成有限元模型,中间经过了图像提取、三维建模、光滑、空洞填充及网格的重新划分,几何外形会发生变化。本节准确提取了骨骼蒙罩,在此基础上以 0.05mm 的误差进行包裹空洞、光滑、减少三角片等操作,并且适当增加网格的密度,以减少几何外形的失真。本节建立的骨盆有限元模型与原始骨盆 CT 数据两者外形高度吻合。

(二)骨盆有限元模型的材料属性

损伤生物力学响应与骨骼的材料属性分布有着极密切的关系,因此合适的材料属性设定方法对有限元分析至关重要,传统方法一般将骨骼分为骨密质和骨松质。实际上,骨密质和骨松质没有严格的界限,是渐次过渡的。因此,用统一的材料模型来描述其力学性能存在问题。本节根据骨骼 CT 值推导出骨骼表观密度和弹

性模量,将模型的材料属性设定为50份次序递增的材料属性。将连续变化的弹性模量分成50等份以上进行模拟时,结果趋于平衡。但从图3-6-1b可以看出骨盆表面并非密度最高的骨密质,这是由于骨密质单元包括了部分非骨密质部分,从而使骨密质厚度较实际偏大,而Hu值偏小,根据Hu值计算出的弹性模量也偏低。另外,多层CT扫描有过估骨骼厚度的倾向,厚度<0.7mm的骨密质在扫描时会产生伪影,厚度也比真实解剖厚度厚,本节中通过细化有限元网格和增加材料属性种数减少了上述影响。

（三）韧带与关节软骨的构建效果

大部分骨盆有限元模型都没有考虑韧带和关节盘的影响。骨盆环的稳定性取决于骨盆韧带的完整性,主要是骨盆后方韧带复合结构起作用。如果没有韧带,则耻骨联合以及骶髂关节就会分离。因此,要测量骨盆环完整的生物力学特性和损伤生物力学响应,就必须利用韧带将各个部分连成一个完整的骨盆环。本节重建了骨盆韧带、髋关节囊韧带以及关节软骨,通过关节接触及韧带固定,使模型基本与人体骨盆接近,通过约束双侧股骨近端截面模拟站立及侧面集中力作用,结果也更接近真实情况。

（四）有限元模型的验证结果

验证有限元模型有效性的方法主要有三种：①取标本重复同样条件的力学实验,对两者结果进行对比,此方法较严格,结果最可靠;②将有限元数据与文献报道数据进行比较,此法较易,但误差较大;③将有限元数据与临床观察现象进行比较,便于操作,但效果最差。本节采用与文献数据比较的方法验证模型的有效性。

由于有限元分析方法没有统一的标准,而标本力学实验方法又各异,实验与有限元分析数据之间可能存在高达298.8%的差异,此差异可归结于不同的实验方法以及不同的有限元属性设定,在可接受范围之内。本节选取9个测点取得各个部位的应力值,站立状态下骶髂关节上部和骶髂关节中部承受较大应力;坐骨大切迹处承受较大应力,髋臼缘的应力分布较均匀,以后上方为主,而坐骨耻骨支和耻骨上支的应力较小,与文献报道的研究结果一致。

图3-6-2a显示骨盆模型在600N垂直载荷加载下,位移以骶骨为中心,形成向两侧逐渐减弱至0的波浪形分布。图3-6-2b示应力经双侧骶骨翼、骶髂关节,斜向下经坐骨大切迹附近、弓状线、传导至双侧髋臼、股骨头,骨盆前环(耻骨支和耻骨联合)受力较小,结合图3-6-3的应力分布曲线可看出,加载于骶骨上终板表面的力沿骶骨至髋臼的连线进行传导,骨盆前环受力较小。这一结果表明骨盆后方主要负重和支撑,骨盆前方主要以稳定骨盆结构为主。这一结果与理论认识及相关研究结果基本符合,证明本书模型是有效、可靠的。



（五）侧面冲击载荷的损伤生物力学分析

本节希望通过模拟交通事故中股骨受到侧面冲击载荷作用的情况，分析由此引起的骨盆应力分布及可能发生骨折的部位。由图3-6-4可见在侧面加载作用力的情况下，应力沿髋臼、双侧耻骨支、坐骨支、骶髂关节等部位传导，相应部位可见明显的应力分布，其中右侧耻骨上、下支有明显应力集中，上支比下支的应力更大。应力分布曲线(图3-6-5、图3-6-6、图3-6-7)也反映了侧面加载情况下骨盆模型的应力集中在耻骨上下支及髋臼周围，这显示骨盆在侧面力作用下极易发生耻骨上支骨折，其次是耻骨下支和髋臼窝骨折。模拟结果与文献报道的碰撞研究数据吻合。

（六）骨盆有限元模型建立在法医学鉴定中的应用价值

明确骨盆骨折的致伤机制，已成为法医学实践中的重要内容。通过有限元法模拟可能的损伤载荷，采集位移、应变和应力等数据，预测骨盆结构基本力学响应，可为鉴定结论提供参考依据。在多数交通损伤鉴定中，需要对现场进行重建，以明确可能的骨盆致伤方式和损伤机制。另外，有限元方法能对各种可能的现场情况进行分析计算，并与案情资料、影像资料、三维重建数据、尸体解剖数据进行比较，可以排除不相关的推测；可以通过模拟人体结构(如骨盆)，施加具有现实意义的载荷，分析其内部的应力和应变，得到人体结构静态和动态响应的微观信息，为损伤生物力学的研究提供有效的工具。

总之，在进行骨盆损伤法医检验鉴定时，可通过影像学、三维重建及有限元分析等简便、无创性的手段替代部分尸体骨盆解剖检查，全面地对骨盆的损伤特征进行分析，并形象、生动、准确和有效地推断和显示外力作用下的骨盆损伤机制，为道路交通事故的现场重建及其他涉及骨盆损伤案件的调查和处理提供重要的证据支持。

第七节　膝部有限元模型在法医学鉴定案例中的应用

行人在道路交通事故中极易受伤而致残或致死。在交通事故中，行人常因汽车的直接撞击或碾压而造成损伤。在以往的交通伤研究中，特征性的皮肤擦伤、挫伤、剥皮创及骨折形态被作为常规手段来进行交通事故现场重建，以区分法医鉴定中不同的损伤机制。然而，当特征性的损伤不存在、损伤不明显或多重因素叠合影响，就很难对损伤过程下一个清晰的定义。此外，对非专业人士解释损伤机制太抽象难懂。

有限元不仅能够重建下肢在人—车交通事故中的下肢动态响应，而且能够再

现组织局部的变形过程,其能够作为下肢损伤分析的工具。然而,目前还没有下肢模型应用于法医损伤机制的分析与研究中。本书在下肢有限元模型及进行损伤生物力学分析的基础上,建立人体膝部有限元模型,结合具体案例,从受力—变形—损伤的角度重建不同致伤方式下的人体膝部损伤结果,从而重建损伤过程,鉴别致伤机制。加载不同的撞击和摔跌的初始条件,用简化保险杠分别以 10km/h、20km/h、30km/h 的速度从不同方位撞击胫骨平台位置,以上述速度从不同部位着地模拟摔跌过程。通过撞击与摔跌的模拟对比,得出膝部不同条件下的损伤机制,通过与实际受伤时 CT 材料对比,明确实际案例的损伤过程。

一、案例资料

甲某与乙某就是否发生汽车碰撞乙某腿部发生纠纷。案情材料有双方的笔录各一份,甲某述乙某系翻护栏站立不稳摔倒导致腿部受伤,乙某述被甲某汽车撞击腿部,继而扑倒在汽车发动机罩上,后弹到地上,发生严重的骨折。送检材料有乙某受伤时双膝部的 DICOM 格式的 CT 片,以及现场车辆位置的照片,材料反映汽车采取了制动措施,速度较慢。根据上述材料,试用有限元模型及分析方法判断汽车与人体是否发生过接触。

具体分析内容如下:

(1) 建立直立位及屈曲位人体膝部有限元模型。

(2) 不同方向及速度撞击胫骨平台的损伤分析。

(3) 不同部位及速度摔跌所造成的胫骨平台损伤分析。

二、胫骨平台骨折虚拟解剖

根据乙某双腿膝部的 DICOM 格式的 CT 断层数据, 共计 151 张, 运用 MIMICS13.1(Materialise Inc.,Belgium)的阈值分割、布尔操作、区域增长及逐层编辑等功能提取膝部各部分蒙罩,运用软件的三维重建功能构建了股骨、髌骨、胫骨、腓骨、半月板及软组织的三维模型。

三、膝部有限元建模

(1) 直立位模型由某女腿部的 DICOM 格式 CT 片的左侧健康腿重建而成,通过镜像生成右腿直立位的三维及有限元模型。屈曲位膝部模型采用志愿者膝部扫描重建,小腿与大腿略成90°角,重建方法与直立位模型相同。

(2) 采用MIMICS13.1(Materialise Inc.,Belgium)导入图像,通过阈值分割,区域增长、逐层编辑、布尔运算等功能模块,提取股骨、髌骨、胫骨、腓骨、半月板以及软组织的蒙罩,通过插值算法重建膝部三维模型,在3-matic中导入新建的膝部三维模型,通过包裹、空洞修补、光滑、重划分等功能优化三维模型曲面,以.stl格式将优化生成的膝部模型导出。



(3) 将生成的三维模型导入 ICEM 单元划分软件中，利用四面体划法生成膝部有限元模型的单元网格，划分参数：最大边长 10mm，最小边长 1mm，缝隙单元层数 2 层，精度 10，单元质量>0.4，光滑次数 10 次，单元类型为四节点四面体。膝部韧带通过手动建模，以壳单元建模。生成的单元以 DYNA 的 K 文件形式导出。

四、膝部受撞击情况下损伤形成的模拟与分析

保险杠（简化模型）从膝部侧后方，正外侧方以及侧前方撞击胫骨平台位置，速度分别为高、中、低的 30km/h、20km/h、10km/h，膝部有限元模型呈直立位，两端分别施加 20kg、5kg 的人体质量，接触方式采用面面接触，结果以应力、接触力等数据以及图片、动画等形式输出。加载初始及边界条件如图 3-7-1 所示。

图 3-7-1　膝部后外侧、外侧、前外侧撞击初始边界条件

五、膝部摔跌情况下损伤形成的模拟与分析

利用膝部模型（屈曲位）模拟膝部摔跌与地面作用所造成的损伤过程。仿真分小腿正前方及外侧方与地面接触两种情况，撞击速度分别为高、中、低的 30m/s、

20m/s、10m/s，方向为垂直地面向下（z 方向），股骨上端分加载 20kg 质量及不加载两种情况，模型接触采用自动单面接触算法，结果以应力、接触力等数据以及图片、动画等形式输出。加载初始及边界条件如图 3-7-2 所示。

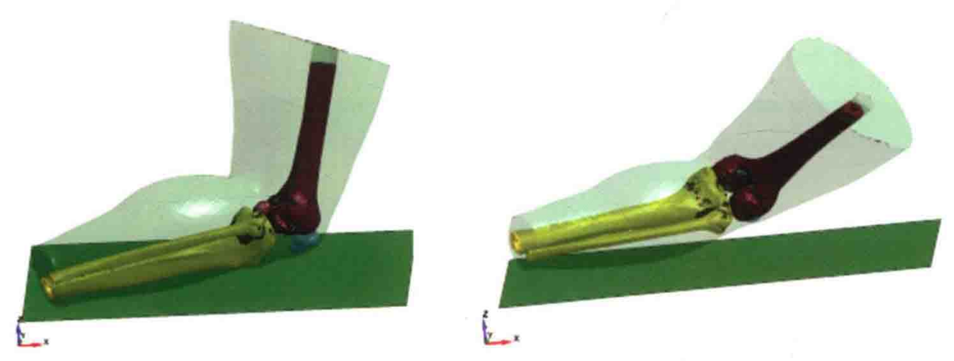


图 3-7-2　膝部前侧、前外侧摔跌初始边界条件

（一）胫骨平台粉碎性骨折的虚拟解剖结果

胫骨平台及腓骨小头粉碎性骨折，胫骨平台移位、坍塌，如图 3-7-3 所示。

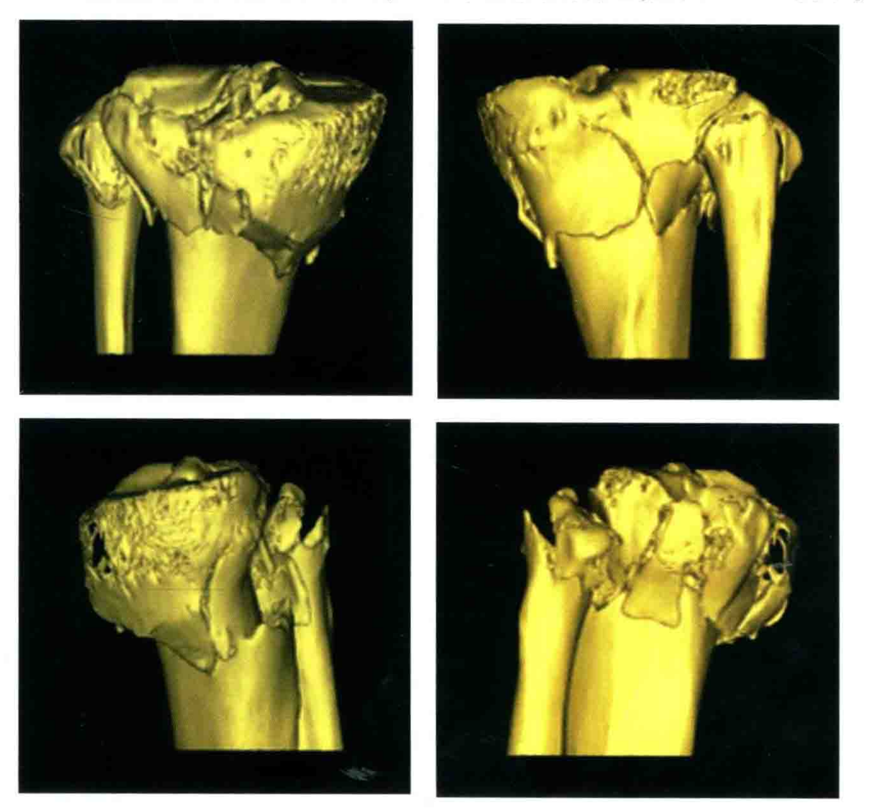


图 3-7-3　胫骨平台及腓骨小头粉碎性骨折



（二）膝部三维模型及有限元模型

通过 MIMICS13.1 以及 ICEM 软件创建了膝部的三维模型，同时创建了高质量的有限元网格，具体见图 3-7-4 和图 3-7-5 所示，其直立位以及屈曲位的膝部模型概况见表 3-7-1 和表 3-7-2 所示。

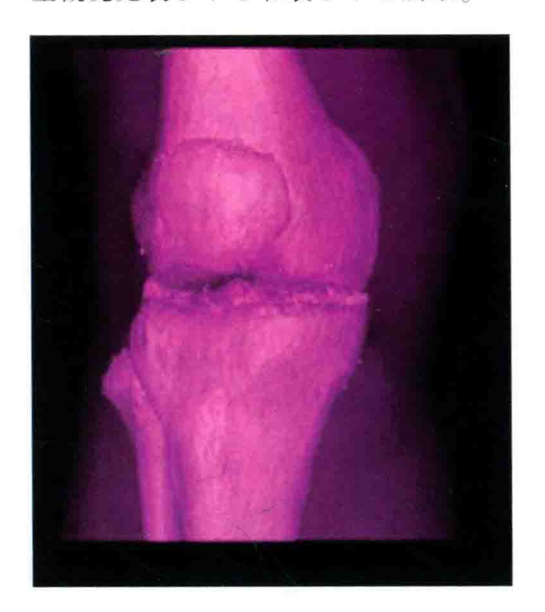



图 3-7-4　直立位及屈曲位的膝部三维重建模型

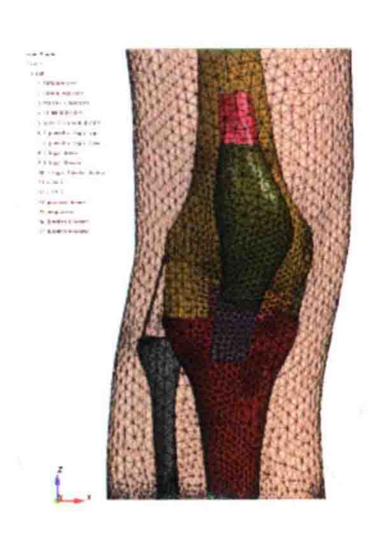
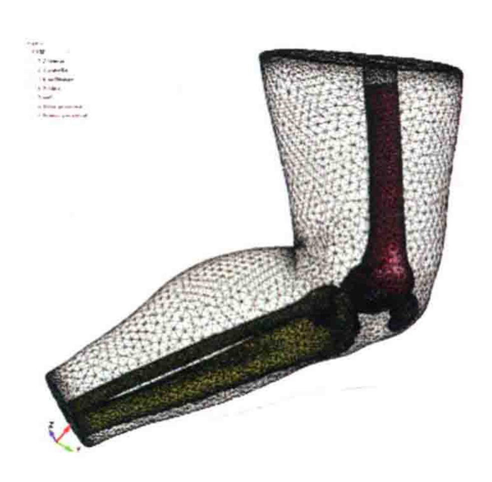



图 3-7-5　直立位及屈曲位的膝部三维有限元模型

表 3-7-1 膝部模型概况(直立位)

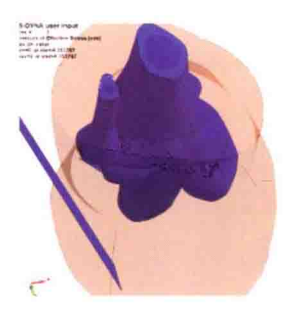
部位	节点数	单元数	单元类型
胫骨	10 748	43650	四面体实体
腓骨	6577	29 615	四面体实体
半月板	2108	7621	四面体实体
髌骨	3855	16 732	四面体实体
股骨	10 801	49 179	四面体实体
软组织	39 452	192 155	四面体实体
韧带	802	1004	壳体

表 3-7-2 膝部模型概况(屈曲位)

部位	节点数	单元数	单元类型
胫骨及腓骨	27 564	117 721	四面体实体
髌骨	1604	6851	四面体实体
股骨	14 676	58 898	四面体实体
软组织	47 751	231 070	四面体实体
股骨远端骨松质	6177	24 233	四面体实体
胫骨平台骨松质	7404	28 094	四面体实体

(三)膝部受撞击情况下损伤的模拟分析结果

1. 后外侧撞击的应力响应(v=30km/h) 见图 3-7-6。



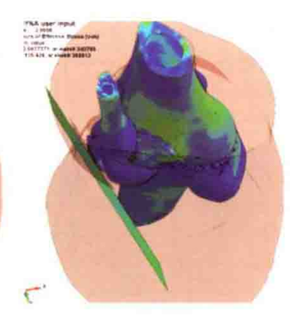



图 3-7-6 膝部后外侧撞击的响应序列图

后外侧受撞击会形成胫骨平台的应力集中，撞击动能通过肌肉、腓骨传递到胫骨平台被撞击平面处，造成受力侧与受力对侧产生压缩和位伸两种变形，最终造成胫骨平台与腓骨小头的粉碎性骨折(图 3-7-7~图 3-7-9)。

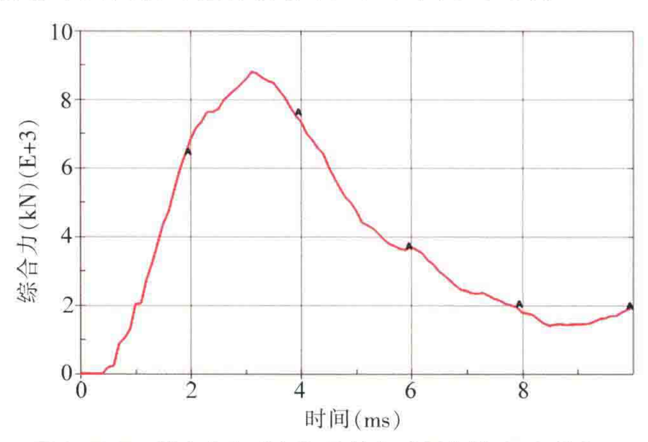


图 3-7-7 撞击物与腿部的接触力时间曲线，最大值为 8800N

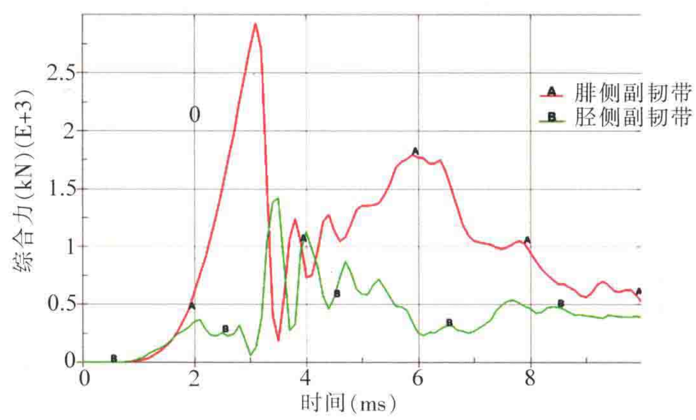


图 3-7-8 双侧副韧带的受力时间曲线，腓侧受力比胫侧大

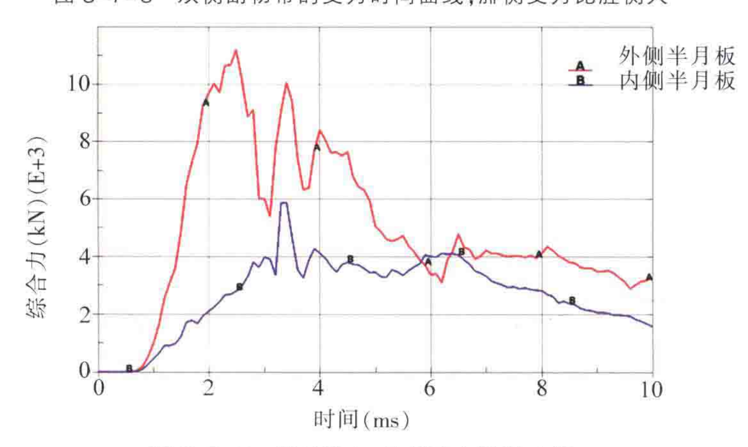


图 3-7-9 半月板内、外侧应力时间曲线

内外侧半月板所受等效应力时间曲线,外侧比内侧应力为大(应力值为半月板所有单元等效应力值的平均值)。

2. 后外侧撞击的应力响应(v=20km/h) 见图 3-7-10。

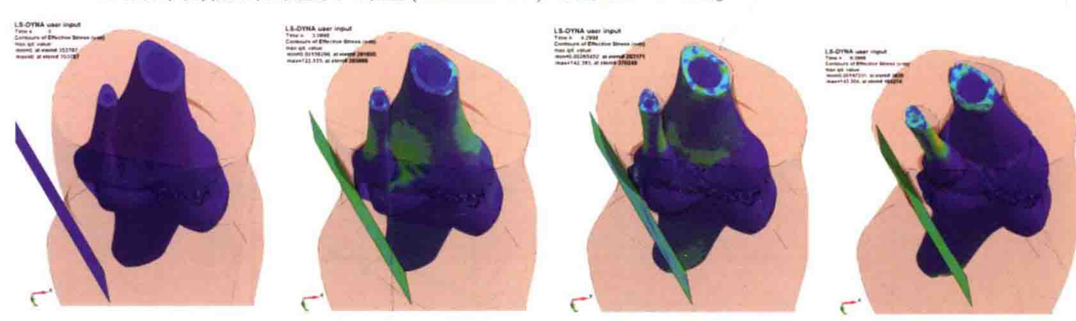


图 3-7-10　膝部后外侧撞击的响应序列图

损伤部位与 v=30km/h 的情况相同,但撞击物与腿部间的作用力更小(图 3-7-11)。

双侧副韧带的受力时间曲线,腓侧受力比胫侧大,两者差值比 v=30km/h 情况下撞击受力的差值更大(图 3-7-12)。

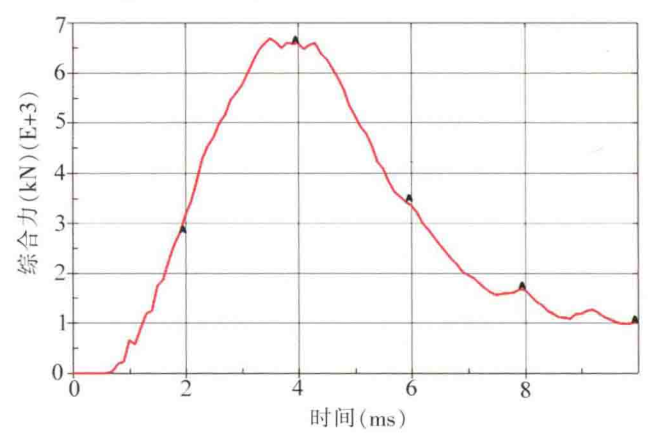


图 3-7-11 撞击物与腿部的接触力时间曲线,最大值为 6692N

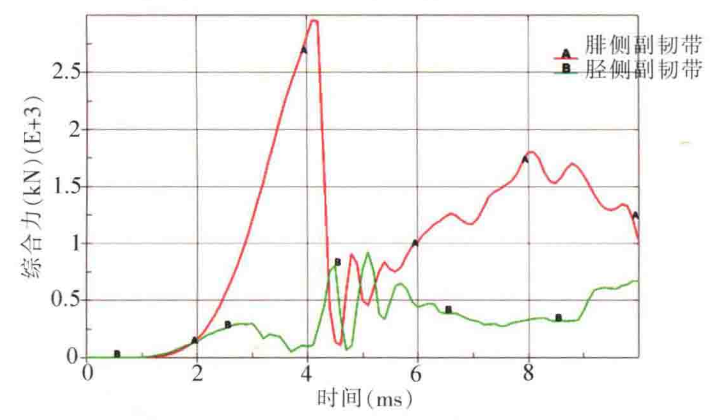


图 3-7-12 双侧副韧带应力时间曲线

内外侧半月板所受等效应力—时间曲线（图 3-7-13），外侧比内侧应力为大(应力值为半月板所有单元等效应力值的平均值)。

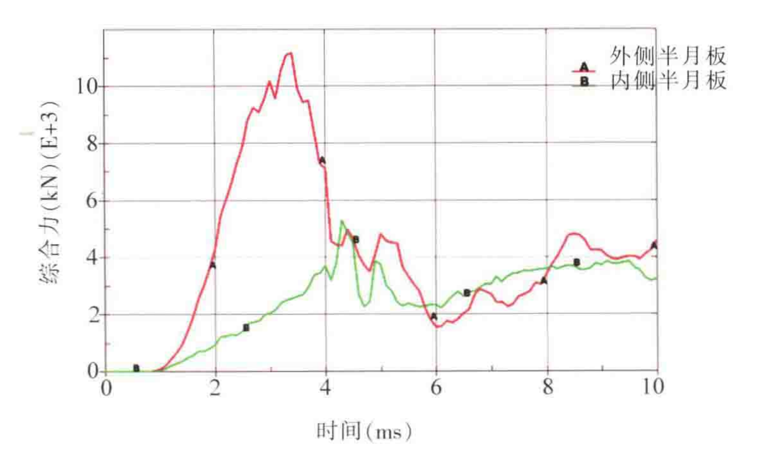


图 3-7-13　双侧半月板应力时间曲线

3. 膝部后外侧撞击的应力响应(v=10km/h）见图 3-7-14。

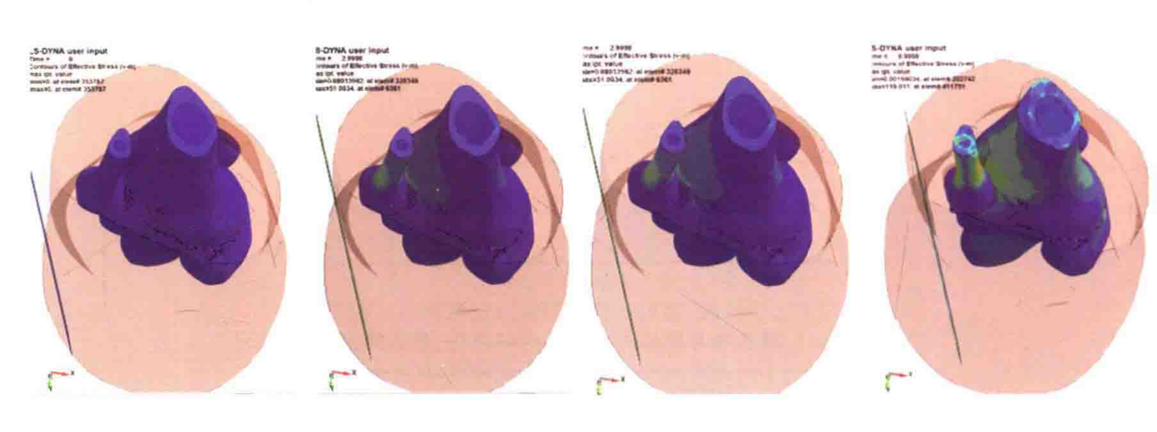


图 3-7-14　膝部后外侧撞击的响应序列图

胫骨平台未发生损伤，但平台上有应力集中，股骨上的应力变化不大(图 3-7-15)。

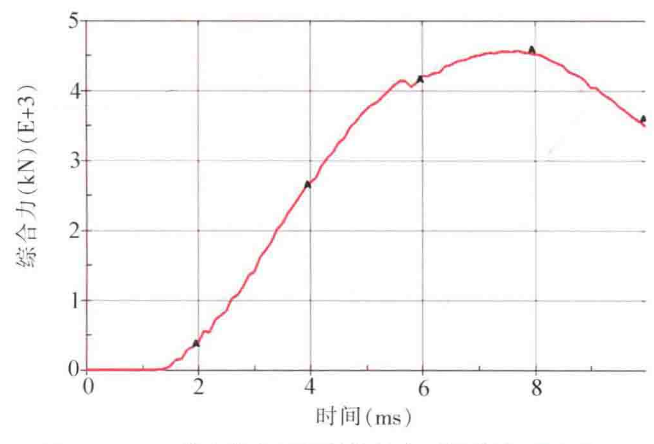


图 3-7-15　撞击物与腿部的接触力时间曲线，最大值为 4548N

4. 正外侧方撞击结果　见图 3-7-16~图 3-7-21。



图 3-7-16　胫骨平台及腓骨小头损伤结果(v=30km/h)

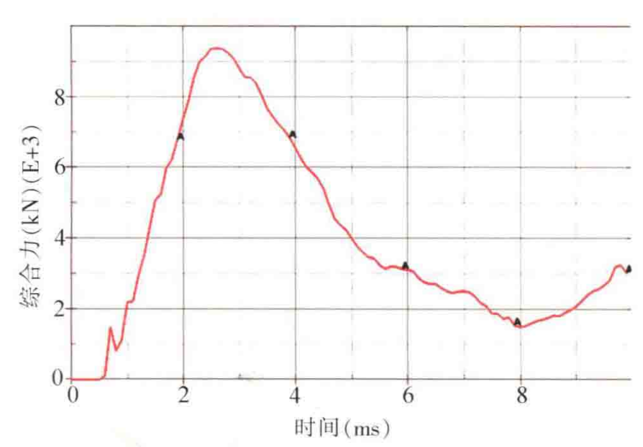


图 3-7-17　撞击物与腿部接触力时间曲线(v=30km/h)，最大值 9355N



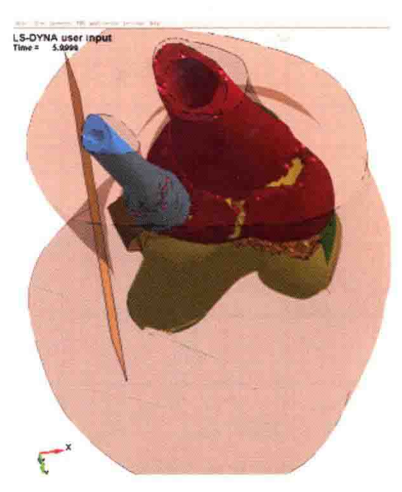


图 3-7-18　胫骨平台及腓骨小头损伤结果($\boldsymbol{v}$=20km/h)

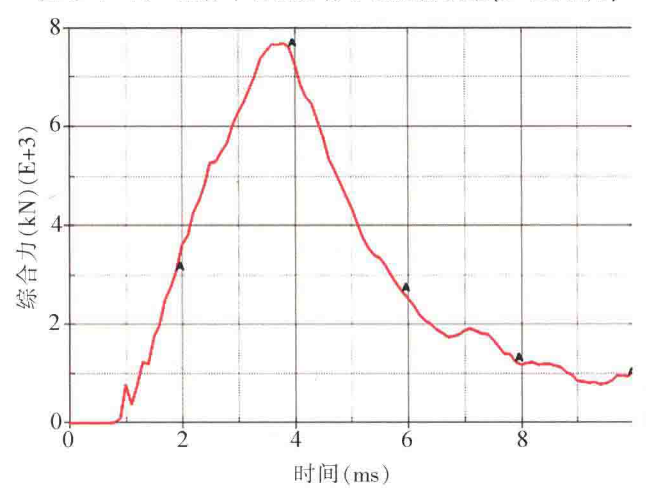


图 3-7-19　撞击物与腿部接触力时间曲线($\boldsymbol{v}$=20km/h),最大值 7697N

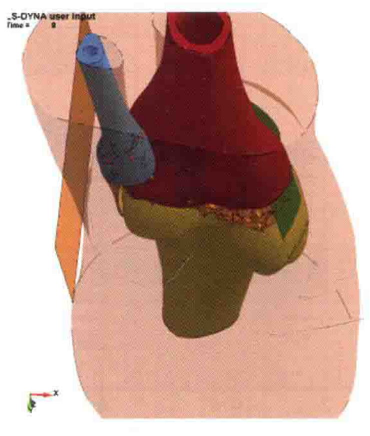


图 3-7-20　胫骨平台及腓骨小头未产生损伤($\boldsymbol{v}$=10km/h)

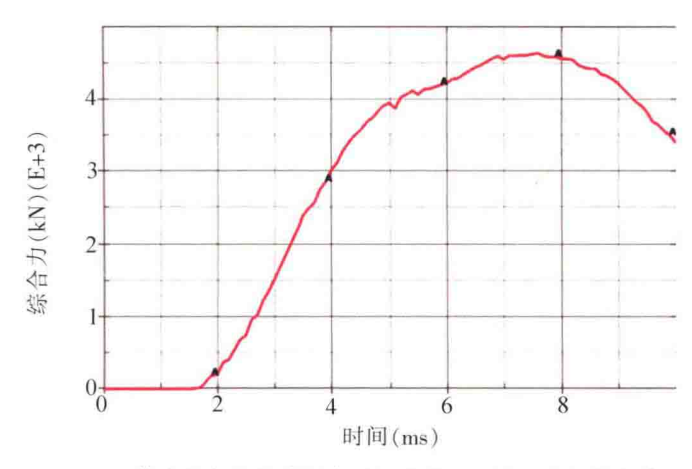


图 3-7-21 撞击物与腿部接触力时间曲线(v=10km/h),最大值 4667N

5. 前外侧撞击损伤结果 见图 3-7-22 和图 3-7-23。

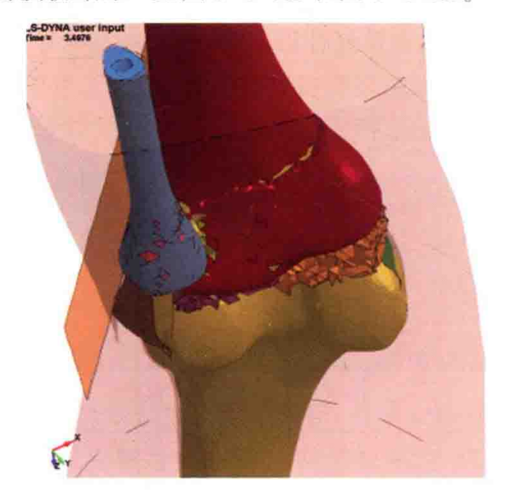


图 3-7-22 胫骨平台及腓骨小头损伤结果(v=30km/h)

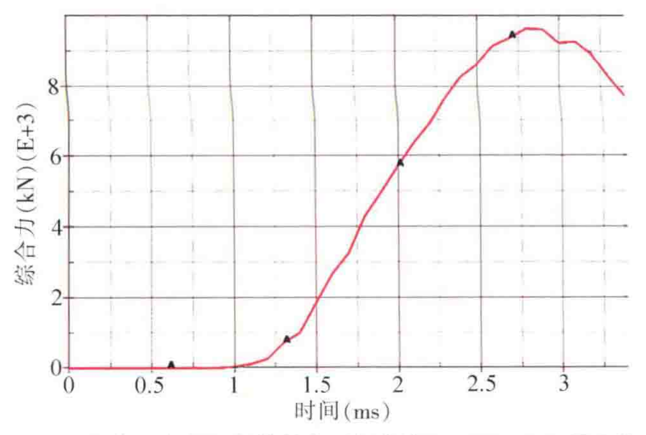


图 3-7-23 撞击物与腿部接触力时间曲线(v=30km/h),最大值 9638N

与侧后方及外侧撞击结果不同，腓骨小头未见损伤，骨折程度及部位与前两者不同

（四）膝部摔跌情况下损伤的模拟分析结果

1. 胫骨前侧摔跌的应力响应（v=30km/h，股骨未加载 20kg 质量）见图 3-7-24。

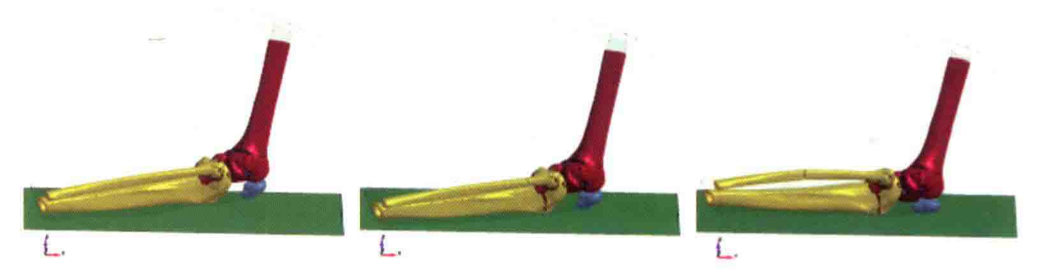


图 3-7-24　胫骨前侧摔跌的响应序列图

胫骨粗隆及胫骨平台处发生横行骨折，腓骨小头未发生骨折（腓骨骨干发生横行骨折，因计算的稳定性，软组织建模材料属性较硬，故软组织对腓骨干产生较大的作用力，从而造成骨折，此结果与实际不符），髌骨及股骨未见损伤（图 3-7-25~图 3-7-27）。

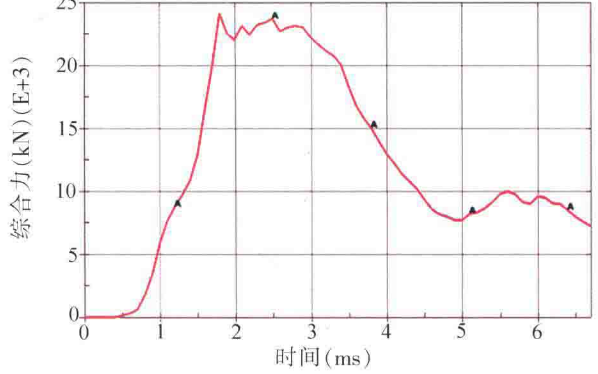


图 3-7-25　膝部模型摔跌与地面接触力曲线（最大值 24kN）

综合力(kN)(E+3)

10 8 6 4 2 0

0 2 4 6

时间(ms)

图 3-7-26　胫骨粗隆切面作用力曲线（最大值 8940N）

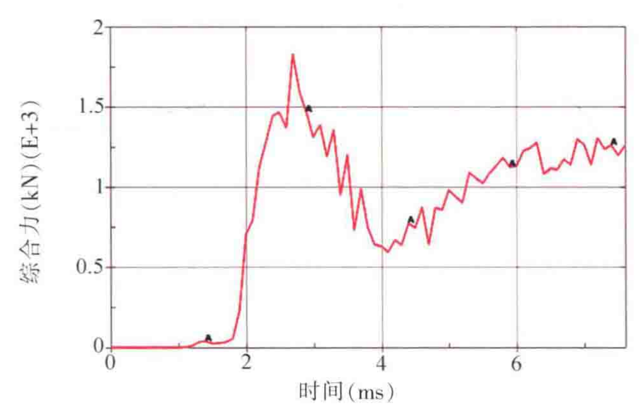


图 3-7-27　股骨干切面作用力曲线(最大值 1829N)

2. 胫骨前侧摔跌的响应序列图(v=30km/h,股骨加载 20kg 质量) 见图 3-7-28。

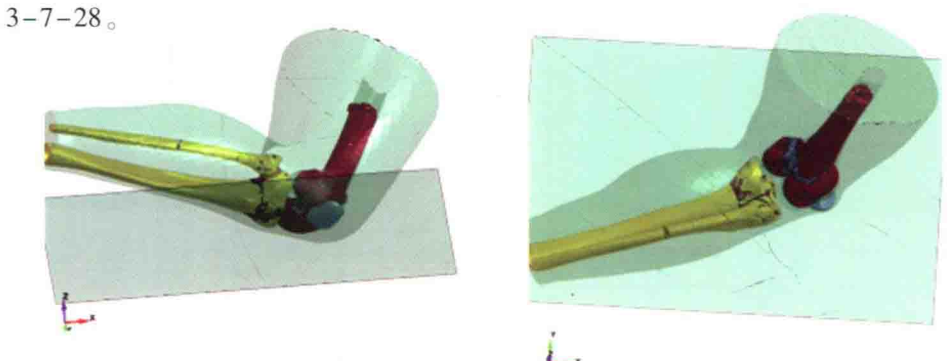


图 3-7-28　胫骨前侧摔跌的损伤响应结果

胫骨粗隆及胫骨平台处发生粉碎性骨折(与某女损伤形态不一致),腓骨小头未发生骨折(腓骨骨干发生横行骨折,因计算的稳定性,软组织建模材料属性较硬,故软组织对腓骨干产生较大的作用力,从而造成骨折,此结果与实际不符),髌骨未见损伤,股骨干粉碎性骨折(图 3-7-29~图 3-7-31)。

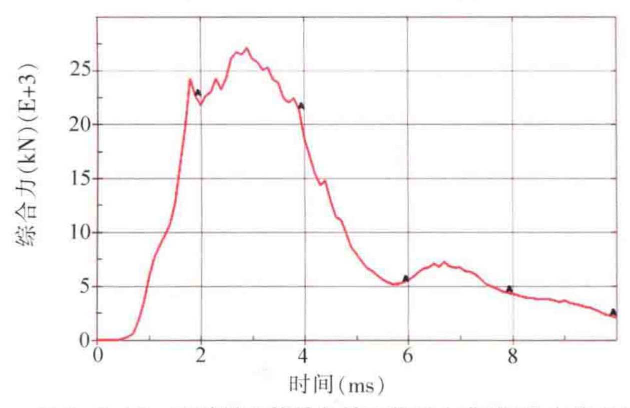


图 3-7-29　下肢模型摔跌与地面接触力曲线(最大值 27kN)



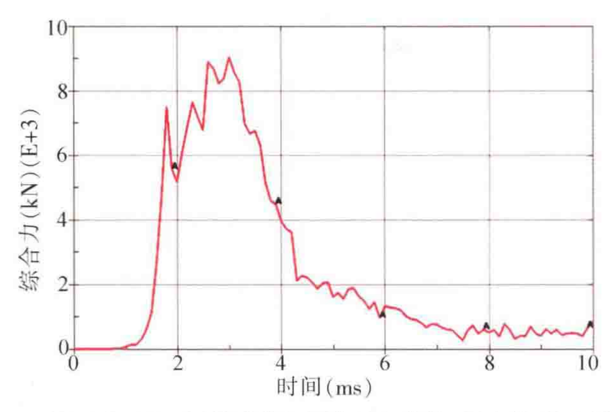


图 3-7-30　胫骨粗隆切面作用力曲线(最大值 9047N)

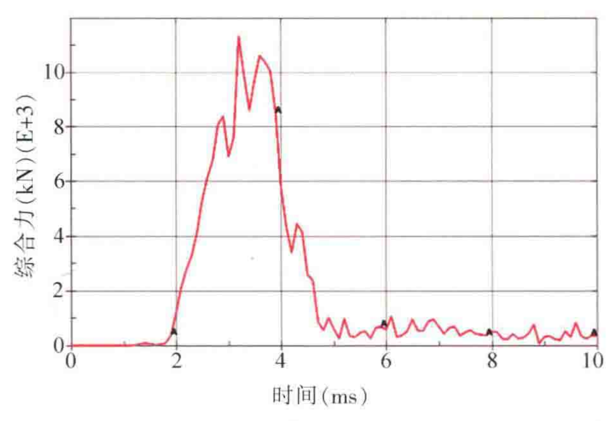
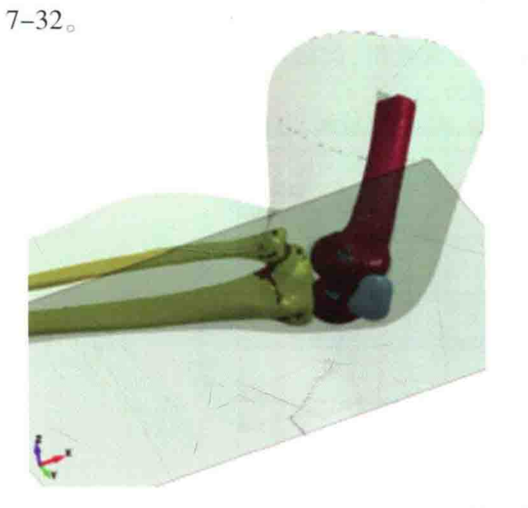


图 3-7-31　股骨干切面作用力曲线(最大值 11329N)

3. 胫骨前侧摔跌的响应序列图(v=20km/h，股骨未加载 20kg 质量)　见图 3-7-32。



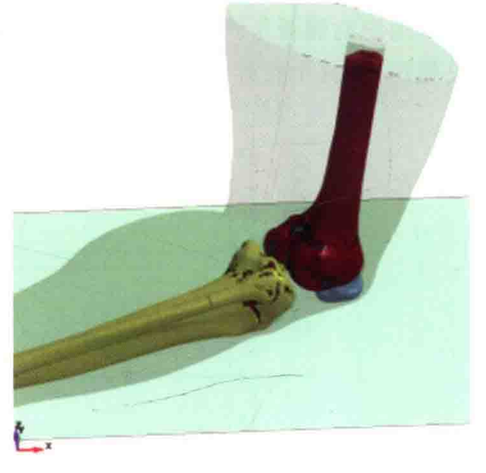
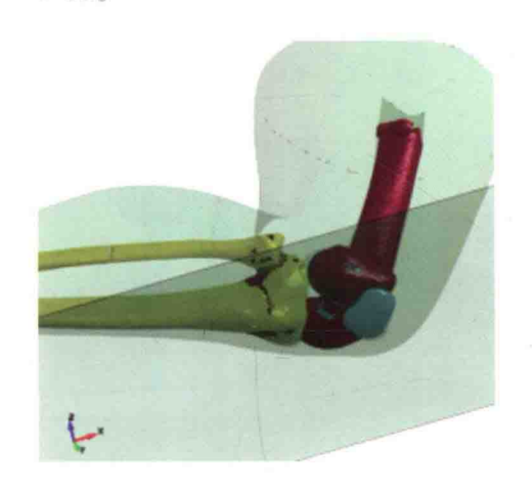


图 3-7-32　胫骨前侧摔跌的损伤响应结果

胫骨平台处发生粉碎性骨折(与某女损伤形态不一致),胫骨粗隆未发生损伤,腓骨小头未发生骨折,腓骨骨干发生横行骨折(因计算的稳定性,软组织建模材料属性较硬,故软组织对腓骨干产生较大的作用力,从而造成骨折,此结果与实际不符),髌骨未见损伤,股骨干未发生骨折。模型与地面的最大接触力为 15kN。

4. 胫骨前侧摔跌的响应序列图(v=20km/h,股骨加载 20kg 质量)　见图 3-7-33。



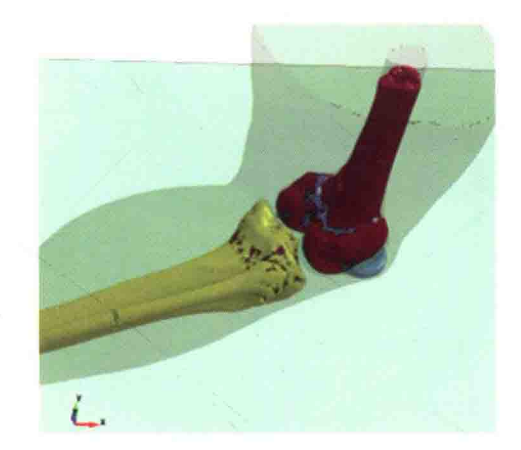


图 3-7-33　胫骨前侧摔跌的损伤响应结果

胫骨平台处发生粉碎性骨折(与某女损伤形态不一致),胫骨粗隆未发生损伤,腓骨小头未发生骨折,腓骨骨干发生横行骨折(因计算的稳定性,软组织建模材料属性较硬,故软组织对腓骨干产生较大的作用力,从而造成骨折,此结果与实际不符),髌骨未见损伤,股骨干粉碎性骨折。模型与地面的最大接触力为 16kN。

5. 胫骨前侧摔跌的响应序列图(v=10km/h,股骨未加载 20kg 质量)　见图 3-7-34。

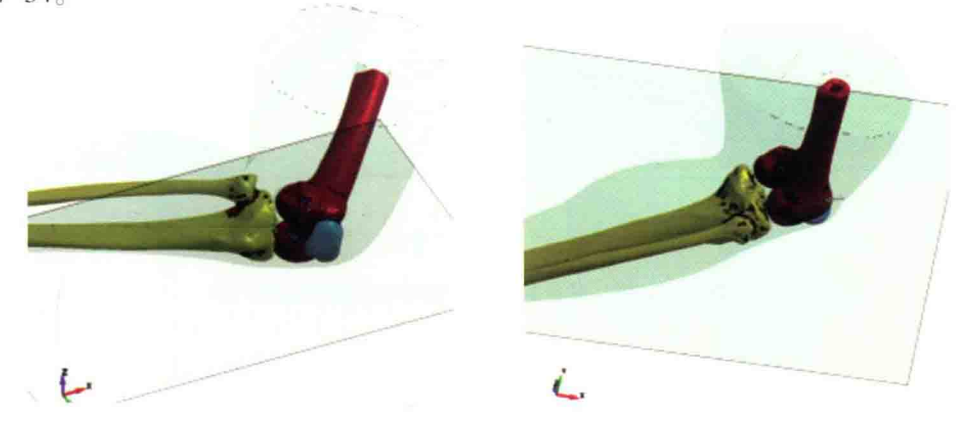


图 3-7-34　胫骨前侧摔跌的损伤响应结果

胫骨平台，胫骨粗隆未发生损伤，腓骨小头未发生骨折，腓骨骨干未发生横行骨折，髌骨未见损伤，股骨干未发生骨折。模型与地面的最大接触力为5720N。

6. 胫骨前侧摔跌的响应序列图（v=10km/h，股骨加载20kg质量）见图3-7-35。

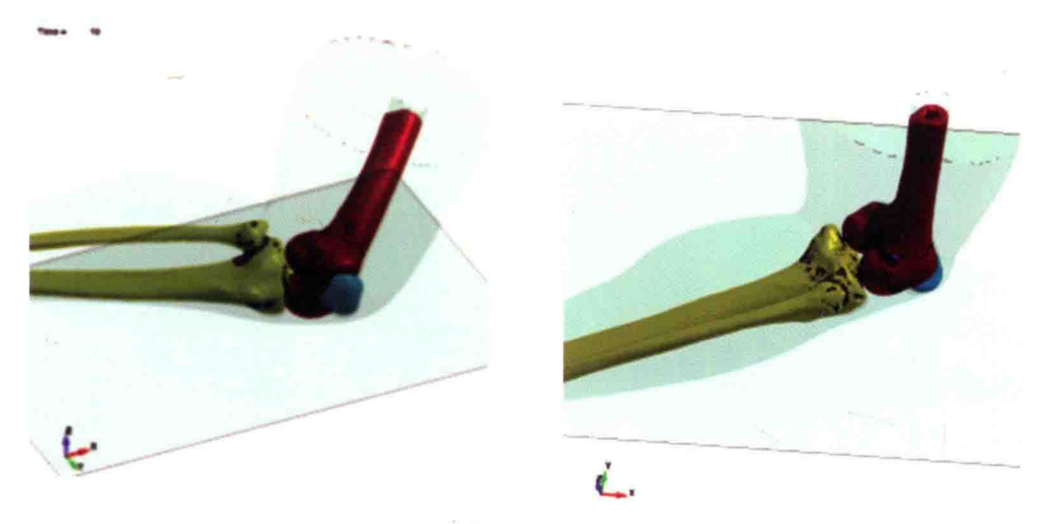


图3-7-35 胫骨前侧摔跌的损伤响应结果

胫骨平台，胫骨粗隆未发生损伤，腓骨小头未发生骨折，腓骨骨干未发生横行骨折，髌骨未见损伤，股骨干未发生骨折。模型与地面的最大接触力为9257N。

7. 胫骨前外侧摔跌的响应序列图（v=30km/h）见图3-7-36。

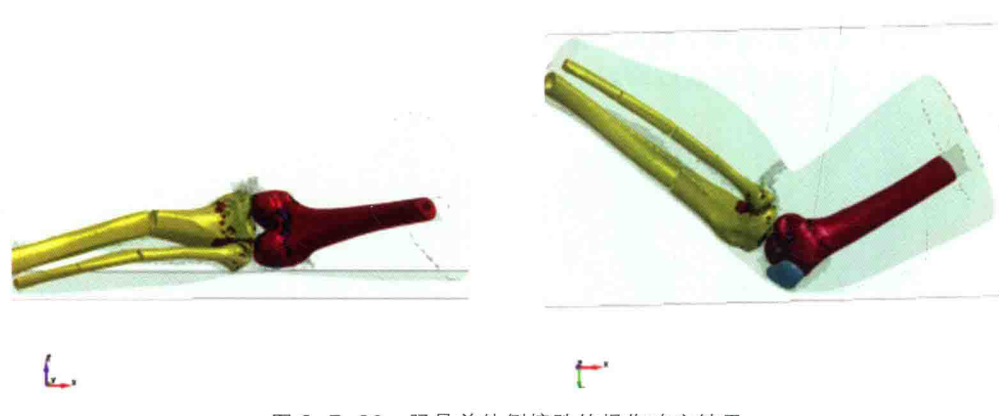


图3-7-36 胫骨前外侧摔跌的损伤响应结果

侧面摔跌情况下未见胫骨平台、腓骨小头、髌骨以及股骨等直接作用部位发生骨折，胫骨及腓骨干发生骨折，是由于未加入足部有限元模型，从而缺少其缓冲作用而致骨折，非真实损伤（图3-7-37）。

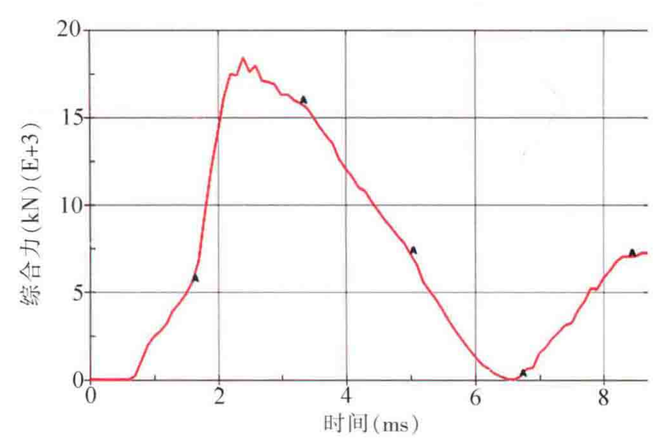


图 3-7-37　下肢模型摔跌与地面接触力曲线(最大值 18kN)

8. 胫骨前外侧摔跌的响应序列图(v=20km/h) 见图3-7-38。

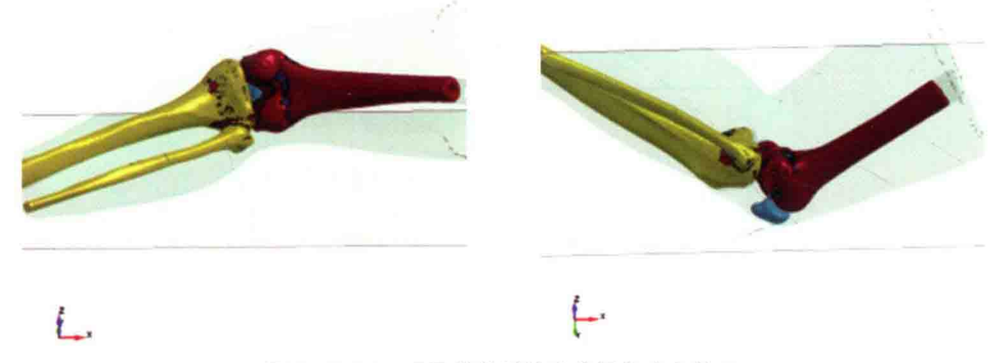


图 3-7-38　胫骨前外侧摔跌的损伤响应结果

侧面摔跌情况下未见胫骨平台、腓骨小头、髌骨以及股骨等直接作用部位发生骨折，腓骨干发生骨折，是由于未加入足部有限元模型，从而缺少其缓冲作用而致骨折，非真实损伤(图3-7-39)。

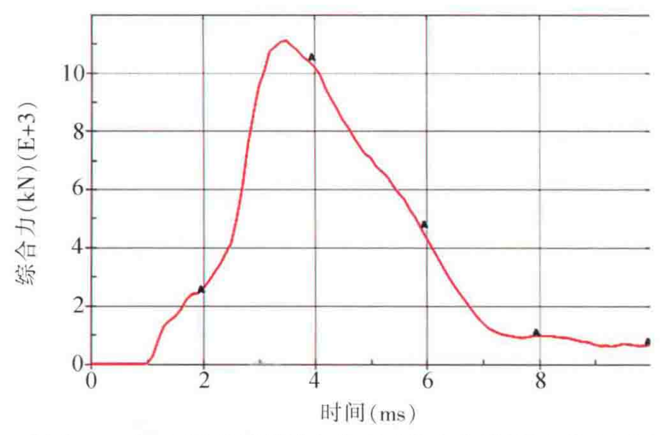


图 3-7-39　下肢模型摔跌与地面接触力曲线(最大值 11kN)

9. 胫骨前外侧摔跌的响应序列图(v=10km/h) 见图 3-7-40。

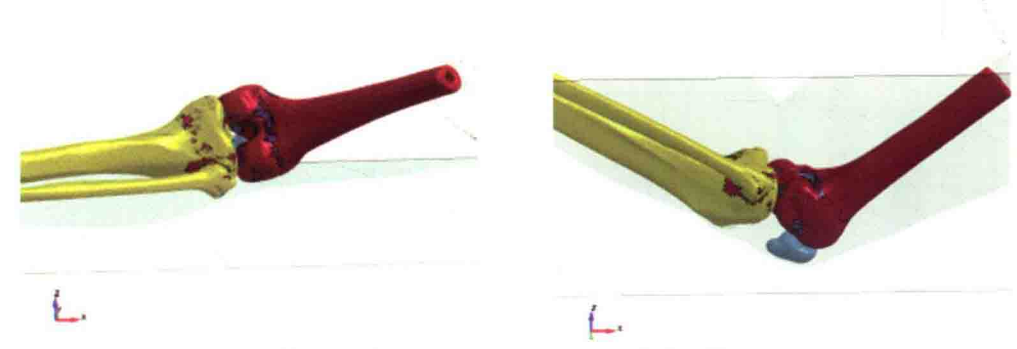


图 3-7-40 胫骨前外侧摔跌的损伤响应结果

侧面摔跌情况下未见胫骨平台、腓骨小头、髌骨以及股骨等直接作用部位发生骨折(图 3-7-41)。

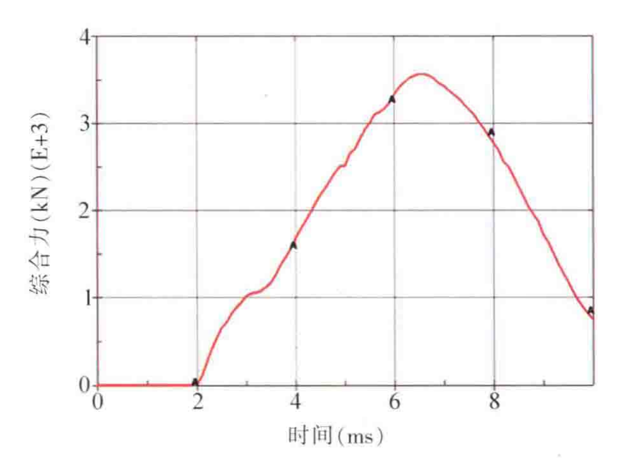


图 3-7-41 下肢模型摔跌与地面接触力曲线(最大值 3565N)

10. 撞击、摔跌损伤模拟结果及实际损伤的 CT 结果的对比 图 3-7-42 示胫骨平台粉碎性骨折与在 20km/h 作用速度下的撞击与摔跌的损伤模拟结果对比。由图可知,在后外侧及外侧撞击作用的情况下,所形成的胫骨平台及腓骨小头的损伤与 CT 中的损伤部位较一致, 前外侧的撞击所形成的损伤主要是横行的胫骨平台骨折,且未造成腓骨小头的损伤,与实际损伤有较大的差异。在摔跌情况下,胫前侧与地面接触时,易造成胫骨粗隆及平台的粉碎性骨折,但难以造成腓骨小头损伤,且易累及股骨的骨折,与结果情况有很大差异(图 3-7-43)。

图 3-7-42　真实损伤与有限元重建结果的比对

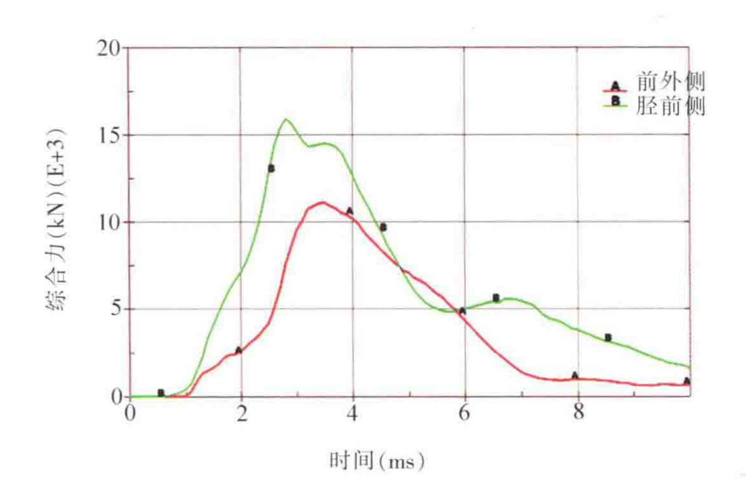


图 3-7-43　小腿胫前侧与前外侧摔跌作用力曲线

由图 3-7-43 可以看出，在小腿前外侧倒地摔跌时，因为人体与地面有较大平面的接触，瞬间作用力较胫前侧直接撞击地面的作用力大幅减小，结合损伤仿真结果，其所造成的损伤较轻，与实际情形不符。

故从仿真的骨折形态及作用力分析，结合案情，从右小腿后外侧至正外侧之间

撞击形成目前的损伤的可能性较大，直接摔跌形成目前的损伤形态可能性小。

11. 不同载荷条件下的损伤分布统计　见表3-7-3。

表3-7-3　不同载荷条件下的损伤分布统计

致伤方式	胫骨平台粉碎性骨折	腓骨小头骨折	髌骨骨折	股骨骨折	最大作用力(N)
后外侧撞击(30km/h)	骨折，与CT相似	骨折，与CT相似	无	无	8800
后外侧撞击(20km/h)	骨折，与CT相似	骨折，与CT相似	无	无	6692
后外侧撞击(10km/h)	无，但有应力集中	无，但有应力集中	无	无	4548
外侧撞击(30km/h)	骨折，与CT相似	骨折，与CT相似	无	无	9355
外侧撞击(20km/h)	骨折，与CT相似	骨折，与CT相似	无	无	7697
外侧撞击(10km/h)	无，但有应力集中	无，但有应力集中	无	无	4667
前外侧撞击(30km/h)	骨折，横行	无	无	无	9638
胫前摔跌(30km/h)	骨折	无	无	无	24 000
胫前摔跌(30km/h，加载质量)	骨折	无	无	粉碎性骨折	27 000
胫前摔跌(20km/h)	骨折	无	无	无	15 000
胫前摔跌(20km/h，加载质量)	骨折	无	无	粉碎性骨折	16 000
胫前摔跌(10km/h)	无	无	无	无	5720
胫前摔跌(10km/h，加载质量)	无	无	无	无	9257
前外侧摔跌(30km/h)	无	无	无	无	18 000
前外侧摔跌(20km/h)	无	无	无	无	11 000
前外侧摔跌(10km/h)	无	无	无	无	3565

比较不同载荷情况下的计算结果，从损伤的部位分析，撞击情况下更易形成胫骨平台及腓骨的损伤，而摔跌较难直接形成。而胫骨前侧直接摔跌容易造成胫骨平台的粉碎性骨折，同时易累及股骨，造成相应的损伤。胫骨前外侧摔跌，因腿与地面接触面积大，加上外侧软组织的缓冲作用，作用力较胫前摔跌为小，故损伤较轻。综合损伤部位的仿真信息，直接撞击更易形成案例中的损伤。

六、有限元损伤生物力学分析结果评价

本次下肢损伤有限元仿真分析采用当事人及志愿者的下肢 CT 断层数据进行三维建模。三维模型具有精度高、特异性强的特点，是快速、正确进行有限元仿真的基础。

由于有限元模型的相对简化性，其是对现实问题的数学抽象，如结果的单元依赖、材料本构的高度简化以及加载条件的简化，由此造成计算的阈值结果会存在误差。但是，所建立的模型在特定加载条件下所形成的力的传递路径、应力的集中部位、破坏部位及形态是一定的，反映了特定作用力在人体的能量再分布趋势，故仿真结果所展现的骨折部位及形态能够在一定程度上反映损伤结果与外力的关系。

被鉴定人患有骨质疏松症，由于无法对其骨质疏松的程度进行量化，故本有限元模型的各部分材料属性均取自文献的正常人的材料属性，能够反映不同部位及速度作用条件下膝部的损伤过程。

第八节　下肢有限元模型的建立与法医学应用

交通事故中，常见的人体损伤多发生于颅脑和下肢部分，本节拟在尸体 CT 断层数据的基础上，应用三维重建以及有限单元划分技术构建人体下肢的有限元模型，进而分析人体常见交通伤的致伤方式以及生物力学机制。

交通伤的损伤过程类似，即外力作用于人体局部组织，组织产生相应的应力、应变，当组织变形超过损伤阈值时则发生组织的破坏，从而产生相应的形态和功能变化，交通伤过程中的撞击、碾压等过程中的人体应力、应变分布对相应组织损伤有直接关系。本节通过创建完整下肢有限元模型并加载不同的撞击和碾压的初始条件，用轮胎模型分别以 10m/s，20m/s，40m/s 的速度碾压大腿中段，并以相同速度分别撞击大腿下段和股骨上段。通过碾压与撞击的模拟对比，得出下肢不同损伤的损伤机制，通过与一例交通事故下肢损伤进行对比，明确实际案例的损伤过程。

一、下肢模型的构建

下肢有限元模型由 348 793 个实体单元和 402 个壳单元组成。有限元模型硬件和软件环境为：DELL T5500 工作站（美国 DELL 公司），有限元求解器为 LS-DYNA（美国 LSTC 公司），前后处理器为 LS-PrePOST（美国 LSTC 公司）。

二、案例资料

2008年某日，发生一起交通事故，一女子被桑塔纳小轿车撞击后死亡。交警部门在处理该事故时就车辆是否碾压存在疑义，要求委托法医学鉴定。尸体解剖发现

右股骨呈节段性骨折，骨折断端呈螺旋形。骨折段长度：最长端 16.5cm、最短端 8.5cm，伴周围肌肉、软组织出血。另检见右膝内侧皮肤青紫，右腘窝皮肤擦挫伤(距足跟约 35cm)。未检见撕脱性损伤，软组织损伤不严重，直接判断撞击或碾压存在疑义(图 3-8-1)。

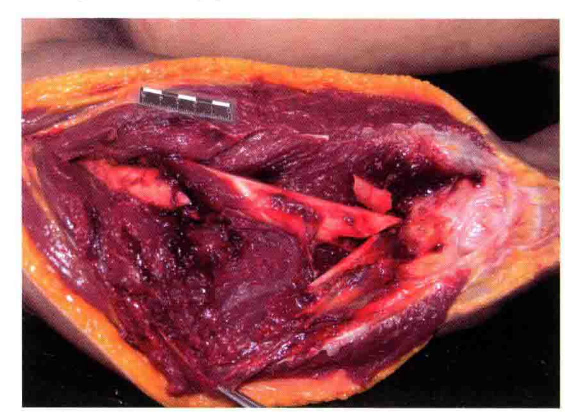



图 3-8-1 右股骨骨折解剖及虚拟解剖结果

三、不同加载情况的下肢动态响应对比

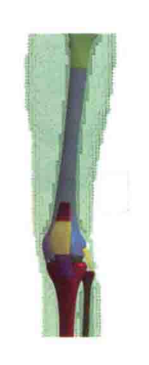
本节构建的下肢有限元模型用于评估不同的直接暴力作用情况下的损伤后果。本节对下肢有限元模型施加了三种不同的载荷条件。

(1) 下肢模型以站立位立于刚性平面，一 30kg 的集中质量平均分布于股骨头表面的节点之上。一简化的汽车保险杠模型由外侧向内侧分别以 10m/s，20 m/s，40 m/s 的速度碰撞胫骨近端位置。简易保险杠的最低位置距地面 35cm，与桑塔纳轿车的保险杠位置一致。保险杠模型的材料参数如下：密度 7890 kg/m^3，弹性模量 210 GPa，泊松比 0.3，以及屈服应力为 222MPa。

(2) 本加载条件模拟大腿被车轮碾压情形。下肢有限元模型平放于刚性平面。一简化的车轮模型以 10m/s，20 m/s，40 m/s 的速度碾压大腿模型。车轮重 370kg(全小轿车车重的 1/4)，轮胎宽 185mm，轮胎密度为 8060 kg/m^3，弹性模量为 2.461 GPa，泊松比为 0.323。

(3) 本加载条件与 1 相似，但碰撞部位位于大腿下 1/3 处，此模拟用于验证大腿的直接撞击能否形成节段性骨折。三种加载条件见图 3-8-2 所示。

在碾压的加载条件下，提取节段性骨折两端与骨折节段中间部位的单元的等效应力—时间曲线。在撞击加载条件下，提取股骨、胫骨骨折部位单元在两种加载条件下的应变-时间曲线。对等效应力和应变进行平均值处理，得到不同加载条件下不同部位的应力、应变变化趋势。利用应力、应变变化趋势及模拟的骨折部位和骨折形态解释下肢骨在直接暴力作用的损伤机制。



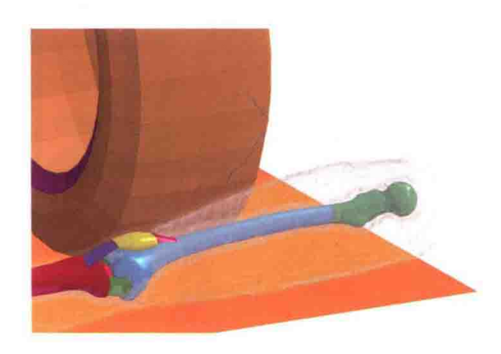
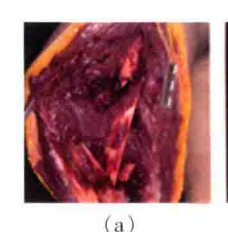


图 3-8-2　撞击及碾压的不同初始加载条件

四、数据分析

本节结果以趋势图及均值±标准差的方式表示,统计软件使用 stata 7.0。分析的力学指标包括 Von Mises 应力(等效应力)、弯矩及作用力。

在三种加载条件下，股骨的节段性骨折及保险杠骨折成功地再现出来，见图 3-8-3(c~e)。在 20m/s 保险杠碰撞条件下,股骨、胫骨及腓骨在碰撞部位发生骨折[图 3-8-3(d、e)]。图 3-8-4(a)显示大腿在车轮碾压情况下股骨骨折的发生与发展过程。股骨应力集中部位位于车轮边缘与大腿接触的区域,应力集中表明能量的集中,导致了股骨的骨折。图 3-8-4(b)和图 3-8-4(c)反映了撞击过程中的胫骨、腓骨以及股骨的骨折发生过程。在下肢长骨干发生骨折之前,长骨干上的等效应力集中于受撞击部位的对侧,当对侧骨折后骨折线向撞击侧延伸,从而形成横行或楔形的骨折。


(a)

(b)

(c)

(d)

(e)

图 3-8-3　法医学检验结果与有限元分析结果比较

(a)—解剖结果;(b)—虚拟解剖结果;(c)—有限元模拟碾压结果;(d)—有限元模拟撞击大腿下段结果;(e)—有限元模拟撞击小腿上段结果



(a)

(b)

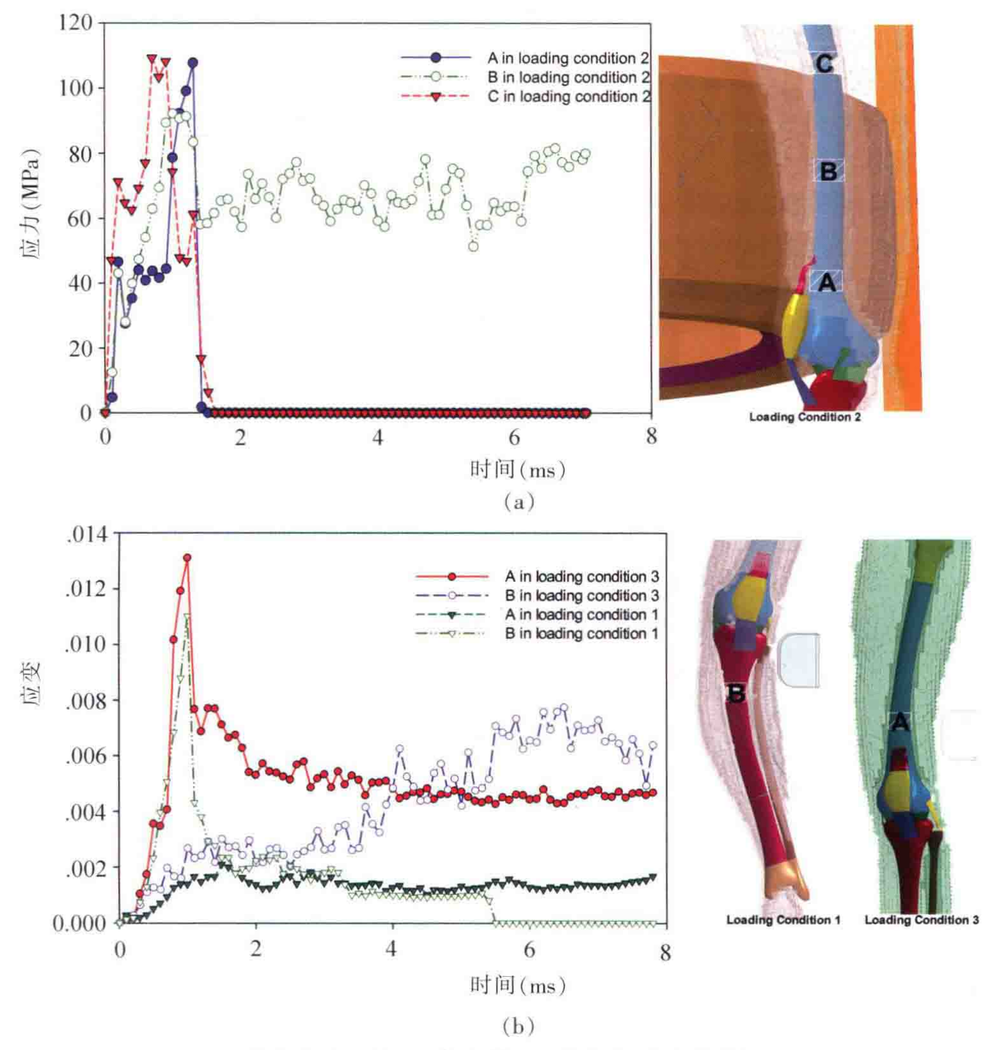
(c)

图 3-8-4　股骨受车轮碾压、碰撞物撞击情况下骨折发生序列图

图 3-8-5 示不同加载条件下损伤部位应力与应变的变化趋势。图 3-8-5(a)证明了在碾压情况下,与轮胎锐利边相接触的部位应力集中,这可导致碾压过程中骨骼瞬间发生骨折,而中间部位的骨折其所受的应力在整个过程中则相对稳定,不达到破坏的强度,导致最终股骨呈节段性的骨折破坏特征。图 3-8-5(b)示股骨与胫腓骨在其直接撞击过程中经历了相似的应变变化过程,撞击部位的应变值很大,而非撞击部位的应变值较小,难以直接形成骨折。

在 10m/s 和 40m/s 的加载条件下,骨骼的破坏形式与 20m/s 的加载条件相似,除了骨折发生的时间与损伤的强度不同。在低速条件下,下肢可有更多的反应时间,因此损伤较轻,骨折发生的时间较晚,而高速情况与此相反。

对于案例,我们将法医学检验结果与上述三大类加载条件的模拟结果进行对比。案例中的股骨节段性骨折与案例中的节段性骨折极为一致。而在撞击条件下,



(a)

(b)

图 3-8-5　碾压及撞击情况下的应力、应变趋势图

股骨、胫骨与腓骨在保险杠撞击水平部位发生骨折，呈典型的保险杠骨折形态。从骨折形态及骨折的发生过程分析，本案例的损伤应为碾压造成，而直接撞击很难形成。通过更深入的案情调查，死者在事故中确被车轮碾压。

五、模拟效果评价

本例交通事故下肢损伤复杂，已进行了尸体解剖及 CT 扫描虚拟解剖检验。三种加载条件模拟的结果表明，碾压形成的节段性骨折与法医检验结果一致。在人—车交通事故中，保险杠一般直接撞击于胫骨上段部位，常形成特征性的斜形或楔形的骨折形态。由于行人特殊的体位或撞击的角度，股骨也可由直接撞击形成楔形骨折。如果行人躺在道路上或者撞击后被抛到车前，很容易被车轮碾压从而造成严重的骨折、软

组织擦挫伤以及剥皮创。但是,在本案例以及实际检案中,会出现皮肤及软组织损伤轻微的情况。这可能是由车轮磨损、车重较轻以及路面较软的综合作用而形成的。

三种加载条件的模拟结果表明,车轮碾压可以形成节段性的股骨骨折,而直接撞击大腿及小腿不能形成节段性的骨折。法医检验结果与碾压的节段性骨折更加吻合。股骨不同部位的应力里程曲线表明,车轮锐利边缘会造成股骨相应接触部位的应力集中,造成骨折的迅速发生,而骨折段中部的应力值较平稳,未达到骨折发生的阈值从而保持相对的完好,以上的相互作用形成了股骨的节段性骨折。

股骨及胫骨在侧面撞击作用下因长骨弯曲过度而形成骨折。骨折在撞击部位的对侧最先发生,继而向后呈放射状延伸从而形成楔形骨折。未受撞部位的骨骼应变较小,不会产生骨骼的破坏。碾压与撞击三种加载条件模拟结果的相互比较结果表明,股骨的节段性骨折与车轮碾压之间存在因果关系,可排除汽车保险杠直接撞击的可能性。本案例的进一步调查资料亦表明了碾压的结果。有限元模型的模拟分析可用于人体损伤机制的深入探讨,其结果更清晰、更易理解。

本节利用创建的完整且详细的下肢有限元模型, 用于探讨直接暴力造成的下肢损伤,同时对一起碾压的交通事故进行分析。下肢模型能反映人体下肢的力学性能,通过损伤形态、应力及应变趋势,区分不同加载条件造成的损伤后果,对于疑难的法医案例有分析价值。通过大量的研究与应用,有限元方法及有限元模型能作为法医学鉴定分析的辅助工具。

第九节　拳击腹部致肝损伤的法医学仿真

在法医病理学研究中, 阐明不同致伤方式下的人体损伤机制是一项重要的内容,其不仅仅局限于颅脑损伤,同样也关注腹部损伤,如肝损伤。

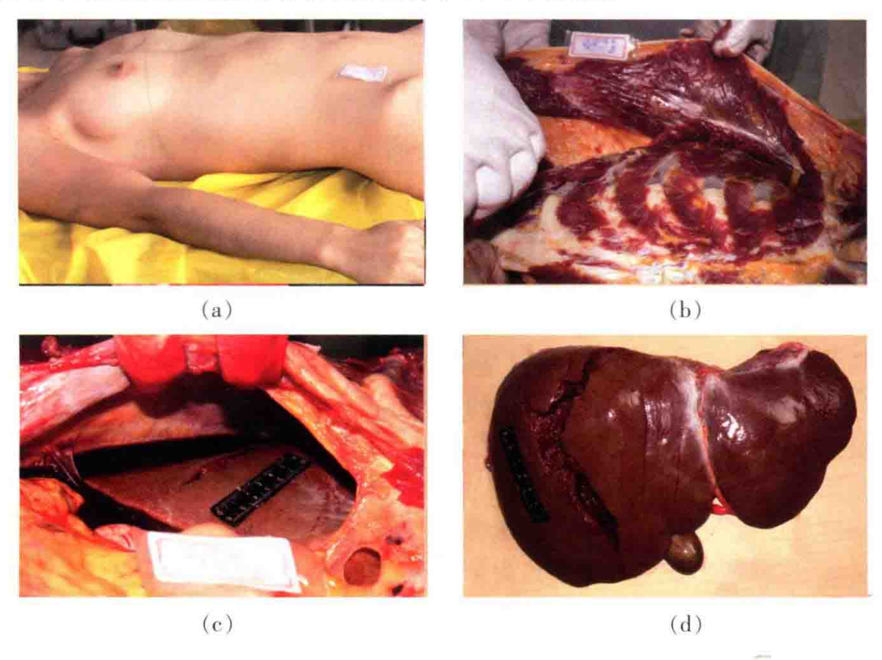
腹部损伤可由交通事故或蓄意的暴力行为造成。腹部损伤中最常见的为钝力性肝损伤,其致死率高。已有大量的传统研究关注肝损伤的致伤机制。经典的法医学理论指出,钝力性肝损伤可由多种机制造成,其中包括钝性外力作用于体表造成肋骨骨折并刺破肝。然而,在实际检案中,尸体解剖常常仅检见肝损伤不伴有肋骨骨折或软组织损伤。本节收集了数例因拳击腹部致死的案例,所有的死者均为右下腹部遭拳击致肝破裂,因失血性休克死亡。死者均无肝疾病史,死前未摄入药物与乙醇,濒死期未行胸外按压。对死者的尸体解剖检见不同程度的肝损伤,但均不伴随肋骨骨折。此外,部分死者未检见胸、腹壁皮下组织与肌肉的损伤。此类案件中,在钝性外力作用于体表的条件下, 肝破裂而肋骨完好无损的现象的相关生物力学机制目前并未得到彻底厘清。本节根据尸体胸部CT扫描影像学数据, 结合前期研究成果,构建了人体躯干部三维有限元模型,结合实际案例,进行肝钝力性损伤的生物力学分析,探索拳击腹部致肝损伤的可能机制。

一、模型的构建

（一）案例资料

选取一典型案例进行研究：一成年女性在就餐时，与坐在其右侧的成年男性发生口角与肢体接触，后其右下腹遭该男性右拳击打，当即述腹部疼痛，倒地不起，后经抢救无效当场死亡。死者无肝疾病史，死前未摄入药物与乙醇，抢救过程中未行胸外按压。

尸体检验发现：死者尸斑浅淡，口唇黏膜苍白，睑、球结膜苍白；左上眼睑外侧皮肤青紫，口唇黏膜多处擦伤，颏部左侧、左下颌角处皮下出血；肝右叶肋弓下方膈面见一长 19.5cm 呈“Y”形不规则破裂口，腹腔积血约 2300ml，全身器官苍白、贫血状。肝破裂部位对应肋骨及相应体表均未见明显损伤(图 3-9-1)。根据尸体检验并结合案情分析：死者的死亡原因系外伤性肝破裂出血，致失血性休克死亡。该肝损伤符合右季肋部遭受钝性外力作用所致，拳击可以形成。



(a)　(b)　(c)　(d)

图 3-9-1　尸体解剖结果

(a)—右季肋部体表未见损伤；(b)—右侧肋骨未见骨折；(c)—肝破裂，腹腔积血；(d)—肝右叶破裂口

（二）有限元建模

1. 模型生成　根据 MSCT 扫描影像学数据应用 MIMICS 软件构建了胸、腹腔器官与局部胸、腹壁软组织三维有限元实体模型，结合前期研究中构建的胸廓骨性

结构与肝三维有限元实体模型，整合而成躯干部三维有限元实体模型，模型概况见表3-9-1。整合模型单元最大边长为10mm，平均单元质量>0.7，解剖学仿真度高，符合有限元人体生物力学分析要求。拳头模型由12 928个单元及3698个节点组成，重量为489.393g，定义为刚体。

表3-9-1　躯干部有限元模型概况

组织部位	单元数量	节点数量
肋骨(骨密质)	224 777	85 100
肋骨(骨松质)	100 614	43 641
胸骨	26 433	7718
脊柱	265 557	42 768
胸、腹壁软组织	357 506	76 174
肝	366 295	63 045
胸腔器官	114 474	20 298
腹腔器官	246 330	42 632
共计	1 701 986	381 376

研究初期建模时，曾尝试分离并构建胸、腹腔各内部器官有限元模型，包括肺、心、肝、脾、肾等。但由于各内部器官与毗邻组织CT图像阈值接近，需手动分离，工作量大；且人体内部器官解剖学外形不规则，存在较多曲面，对其进行有限元网格划分后将得到单元边长与分布密度差异较大的模型，边长较小的单元集中分布于模型的几何学不规则区域，组成模型的总单元与节点数量大幅增多。将上述内部器官全部分离建模后得到的躯干部有限元模型单元数量巨大，有限元运算中单次计算时间超过200h，不适用于本次研究。本次研究主要关注肝的损伤生物力学机制，故将除肝外的胸、腹腔器官整合为两部分进行建模，减少工作量与有限单元数量，大幅节省计算时间。同时最大程度保证肝损伤生物力学分析结果的有效性，最终构建的躯干部模型共由1 701 986个四面体单元及381 376个节点组成，单次计算时间为80h，属于合理范围之内。

同样，研究初期曾尝试构建躯干部肌肉整体有限元模型。但因胸、腹壁肌肉解剖学外形不规则(尤其为肋间肌部分)、存在较多曲面、建模操作工作量大、生成的网格数量多、分布密度不均、计算耗时巨大等因素而最终放弃。本次研究主要关注肝的损伤生物力学机制，故仅构建覆盖肝高度断面的胸、腹壁肌肉组织模型，减少工作量与有限单元数量，大幅节省计算时间，同时尽量减少对肝损伤生物力学分析结果有效性的影响。

2. 加载拳速的选择　研究表明，国内成年男性职业拳击手平均拳速在 8m/s 左右，由于实际案例中加害者大多不为职业拳击手，故本节选择 4m/s 至 8m/s 拳速作为载荷，不考虑加载更高的拳速载荷。另有文献指出，同一个体的拳速可因出拳方式的不同而变化较大，如空手道动作中可击出 10m/s 以上的拳速，且根据物理学原理，拳击能量与拳头重量、速度及出拳点与击中点的垂直高度差均相关，本节通过控制变量，固定拳头重量，仅将拳速作为变量，不考虑其他因素，故研究结论中的不同方向下的最小致伤拳速实为“正常成年男子（标准拳头重量）水平出拳（出拳点与击中点无高度差）的最小致伤拳速”或“最小致伤拳击的动量”。

3. 肝损伤指标的选择　经典法医学理论指出，钝力性肝损伤的机制诸多：腹部受到低速击打，肝受到脊柱与胸后壁压迫可造成损伤；腹部受到高速击打，肝内流体压力增大可导致破裂；肝包膜张力超出其阈值可导致破裂；肝实质内失效应变超出其阈值可发生损伤；钝性外力作用于腹部亦可造成肋骨骨折刺破肝。目前被广泛认可的肝损伤指标包括肝内部的流体压力、肝包膜的张力和肝实质的失效应变等。

肝由数根主要血管供血，生理状态下，肝实质内部充满了血液，肝内流体的压力与其血流密切相关。运用有限元方法分析脏器内部的流体压力需要进行有限元流体力学分析，完成该分析的前提是构建复杂的有限元模型，肝、主要供血血管、血管及肝内部血液均需建模，且需模拟生理状态下的血流，模型过于复杂，难以实现。该复杂模型需配合特定的流体力学材料属性，参数获取与建模工作量较大。综合此两种因素，肝内部压力暂时不适宜作为本节中肝损伤的指标，可在后续研究中进行探索。

肝外表面包裹着一层胶原包膜。相关研究指出，与肝实质相比，肝包膜表现出更强健的生物力学特性，在受到钝性外力时能够给予肝实质一定的保护。本节应用了 Miller 等的研究结果，因肝内部含液体量高以及其几乎不可压缩的特性而将肝视为均质性、各向同性的超弹性组织。均质性与各项同性意味着肝包膜、肝实质及相关血管被视为同种材料对待，而该设定已被广泛认可。此外，Miller 等的研究给出的数据为肝在灌流状态下的材料属性，与肝的生理状态相符，更适合用于本节中。在此均质性、各向同性的设定下，无需特别构建肝包膜有限元模型并分析其张力值，但肝包膜对肝实质的保护作用不可忽视，可在后续研究中进行探索。

由于模型的限制以及其他因素，上述两种肝损伤指标不适合应用于本节中。肝实质的失效应变则十分适合配合本节构建的有限元模型使用，并被采纳为本节的损伤评估指标。本节的分析结果合理，与真实案例尸体解剖结果较吻合，亦从侧面证明了将肝实质的失效应变作为损伤指标的可信度。

（三）有限元分析前处理

使用 LS-PrePost 软件进行有限元分析前处理：

（1）在 LS-PrePost 软件中导入新构建的胸、腹腔器官和局部胸、腹壁肌肉有限

元模型以及前期研究中构建的胸廓骨骼及肝有限元模型 K 文件，形成躯干部整合三维有限元模型（图 3–9–2）。

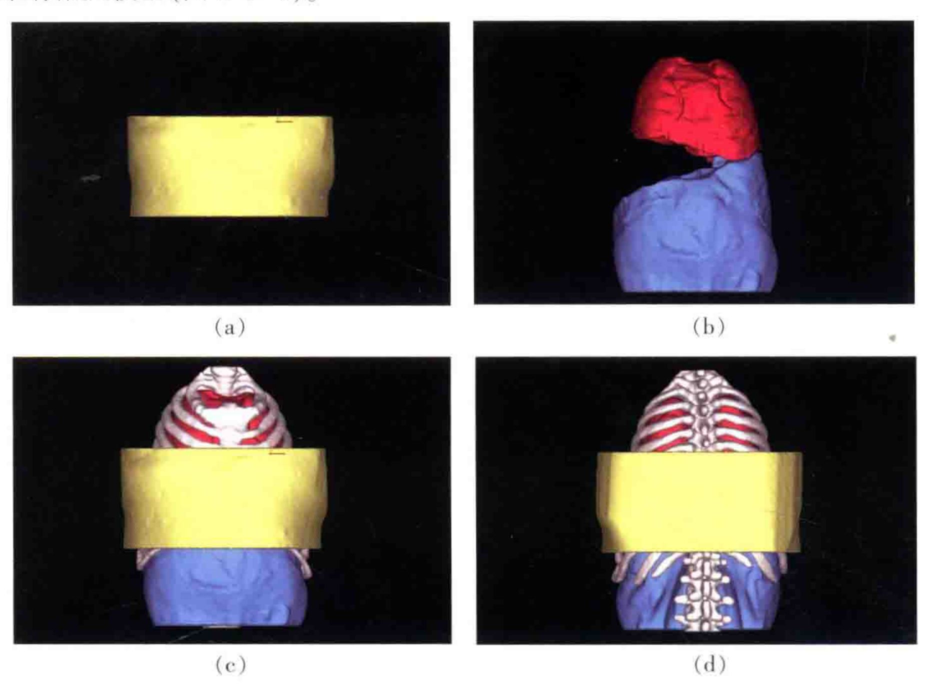


图 3–9–2　躯干部有限元模型

(a)—胸、腹壁局部软组织模型；(b)—胸、腹腔器官整合模型；(c)—躯干部整合模型正面观；(d)—躯干部整合模型后面观

（2）依据胸廓的解剖学结构将肋骨（包括肋软骨）、胸骨与脊柱分开，并手动将肋骨分割为骨密质与骨松质。

（3）依据文献对各个模型赋予相应的材料属性，具体参数见表 3–9–2。

（4）依据文献定义各模型间的接触条件，肝与胸、腹腔器官间定义为无滑动摩擦接触，内部器官与胸、腹壁软组织间定义为无滑动摩擦接触，胸、腹壁软组织、胸廓与拳头间均定义为滑动摩擦接触。

（5）定义边界条件，对胸廓模型的最下节腰椎底面进行完全固定，限制其平动与转动。

（6）定义载荷，设定拳头以 4m/s、5m/s、6m/s、7m/s、8m/s 的速度从前侧、右侧及后侧击打右下腹部（图 3–9–3）。

（7）设置求解参数，主要参数中，求解的终止时间设为 10ms，余参数同第一部分。

（8）求解结果输出设置，开启输出包括应力、应变、位移、接触力以及特定节点、单元的时程曲线等参数。

表 3-9-2　躯干部有限元模型材料参数

组织部位	材料模型	节点数量具体参数
肋骨(骨密质)	弹塑性	ρ=2.0 g/cm^3；E=11.5 GPa；μ=0.3；σ_y=88 MPa；E_t=1.15 GPa；β=0.1；C=2.5，P=7（Cowper-Symonds模型）；塑性失效应变=0.02
肋骨(骨松质)	弹塑性	ρ=1.0 g/cm^3；E=0.04 GPa；μ=0.45；σ_y=2.2 MPa；E_t=0.001 GPa；β=0.1；C=2.5，P=7（Cowper-Symonds模型）；塑性失效应变=0.03
胸骨	弹塑性	ρ=2.0 g/cm^3；E=9860 MPa；μ=0.3；σ_y=66.7 MPa；
脊柱	弹塑性	ρ=2.0 g/cm^3；E=12000 MPa；μ=0.3；σ_y=100 MPa；
胸腹壁软组织	弹性	ρ=0.9 g/cm^3；E=0.5MPa；μ=0.43；
肝	超弹性	ρ=1.04 g/cm^3；μ=0.49；C10=C01=6206 Pa；C20=C02=3492 Pa；C11=0；
胸腔器官	弹性	ρ=0.2 g/cm^3；E=5 kPa；μ=0.45；
腹腔器官	弹性	ρ=1.0 g/cm^3；E=13 MPa；μ=0.4；

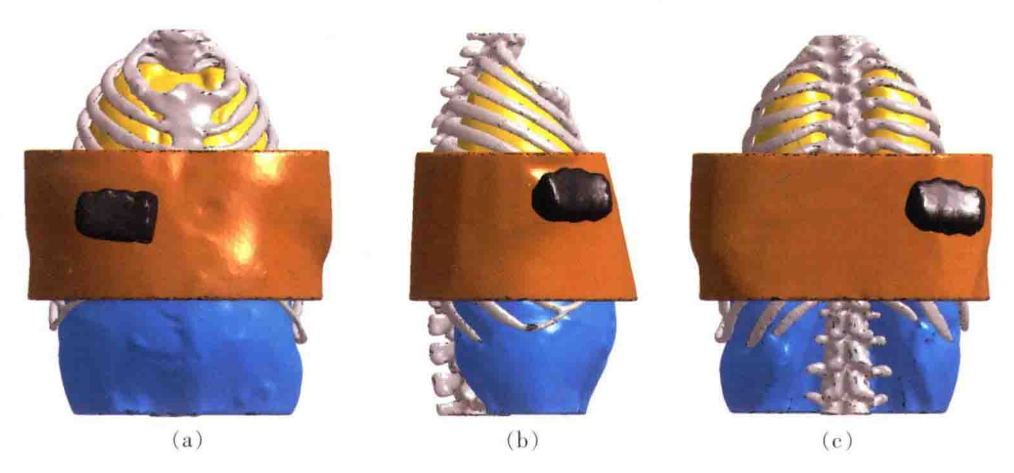


图 3-9-3　模拟右侧季肋部遭不同方向拳击
(a)—前侧拳击；(b)—右侧拳击；(c)—后侧拳击

(9) 调试查错。
(10) 保存 K 文件。

（四）有限元计算

使用求解器对K文件进行计算，生成结果文件。

单次模拟的运算时间约为80h，经计算后输出有限元模型不同结构的形变、位移、应力、应变、接触力等数据，用于分析肝损伤机制，模拟结果总结于表3-9-3。

表 3-9-3　拳头分别从前侧、右侧及后侧击打右下腹部模拟运算结果

拳击方向	前侧					右侧					后侧				
拳速(m/s)	4	5	6	7	8	4	5	6	7	8	4	5	6	7	8
动量(kg·m/s)	1.958	2.447	2.936	3.426	3.915	1.958	2.447	2.936	3.426	3.915	1.958	2.447	2.936	3.426	3.915
肝脏损伤时间与损伤指标															
损伤发生时间(ms)	未见损伤	未见损伤	3.3	3.1	2.7	未见损伤	3.8	3.3	3	2.7	未见损伤	未见损伤	未见损伤	未见损伤	未见损伤
最大主应变	未见损伤	未见损伤	0.362	0.319	0.393	未见损伤	0.313	0.329	0.327	0.346	未见损伤	未见损伤	未见损伤	未见损伤	未见损伤
最大主应变极值	0.25	0.28	0.513	0.582	0.696	0.277	0.333	0.546	0.626	0.701	0.02	0.058	0.093	0.108	0.126
接触力															
拳头-肌肉间(N)	534	700	852	1000	1138	378	506	636	769	898	426	550	697	840	976
肋骨-肝脏间(N)	5.7	9.3	12.0	15.8	17.9	3.2	5.9	9.9	15.8	22.9	<0.1	0.1	0.2	0.5	0.7

（五）有限元分析后处理

1. 使用 LS-PrePost 软件进行有限元分析后处理

(1) 导入结果文件。

(2) 查看肌肉、胸廓与肝模型受击打后的运动学情况(形变、位移)。

(3) 查看不同部位模型间接触力大小与变化情况。

(4) 查看模型最大主应变分布与变化情况。

(5) 依据文献采用 0.02 的塑性失效应变值及 0.3 的最大主应变值分别作为肋骨与肝的损伤阈值，查看肋骨与肝的损伤情况。

(6) 将肝损伤结果与真实案例尸体解剖结果进行比较。

2. 前侧拳击结果　模拟结果显示，当拳头与肌肉接触后的最初数毫秒内，肌肉连同肋骨受到挤压内陷，后伴随拳头发生回弹；在此过程中，拳击部位的肋骨撞击肝右叶导致肝局部凹陷变形。最大主应变分布时程图显示，肝的应变集中于右叶前侧遭受肋骨撞击的区域(图 3-9-4)。

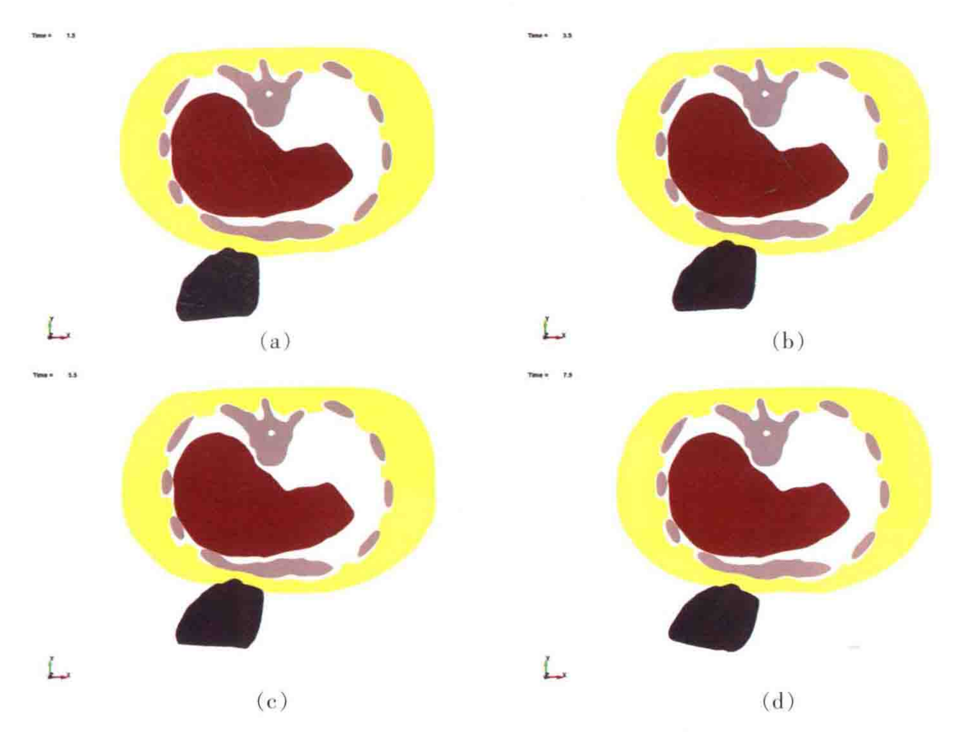


图 3-9-4　6m/s 前侧拳击躯干部运动趋势图

(a)—拳击后 1.5ms；(b)—拳击后 3.5ms；(c)—拳击后 5.5ms；(d)—拳击后 7.5ms

在 4m/s(动量为 1.958kg·m/s)与 5m/s(动量为 2.447kg·m/s)的拳速下，肝内最大主应变极值分别达到 0.25 与 0.28，均未超过肝损伤极限应变值 0.3，故无损伤发

生。在 6m/s(动量为 2.936kg·m/s)的拳速下,拳击后第 3.3ms 时肝最大主应变首次超出了 0.3,达到了 0.362,肝右叶前侧与肋骨接触部位发生损伤。在整个拳击过程中,肝多个区域最大主应变值超出了 0.3,即发生了损伤,肝最大主应变极值达到 0.513。在 7m/s(动量为 3.426 kg·m/s)与 8m/s(动量为 3.915kg·m/s)的拳速下,肝的最大主应变值分别于拳击后的第 3.1ms 与第 2.7ms 时达到了 0.319 与 0.393,提示发生损伤,损伤区域与 6m/s 拳速下基本一致。在 4m/s 至 8m/s 的各个拳速下,肋骨的失效应变均未达到其损伤阈值 0.02,即未发生骨折(图 3-9-5、图 3-9-6)。

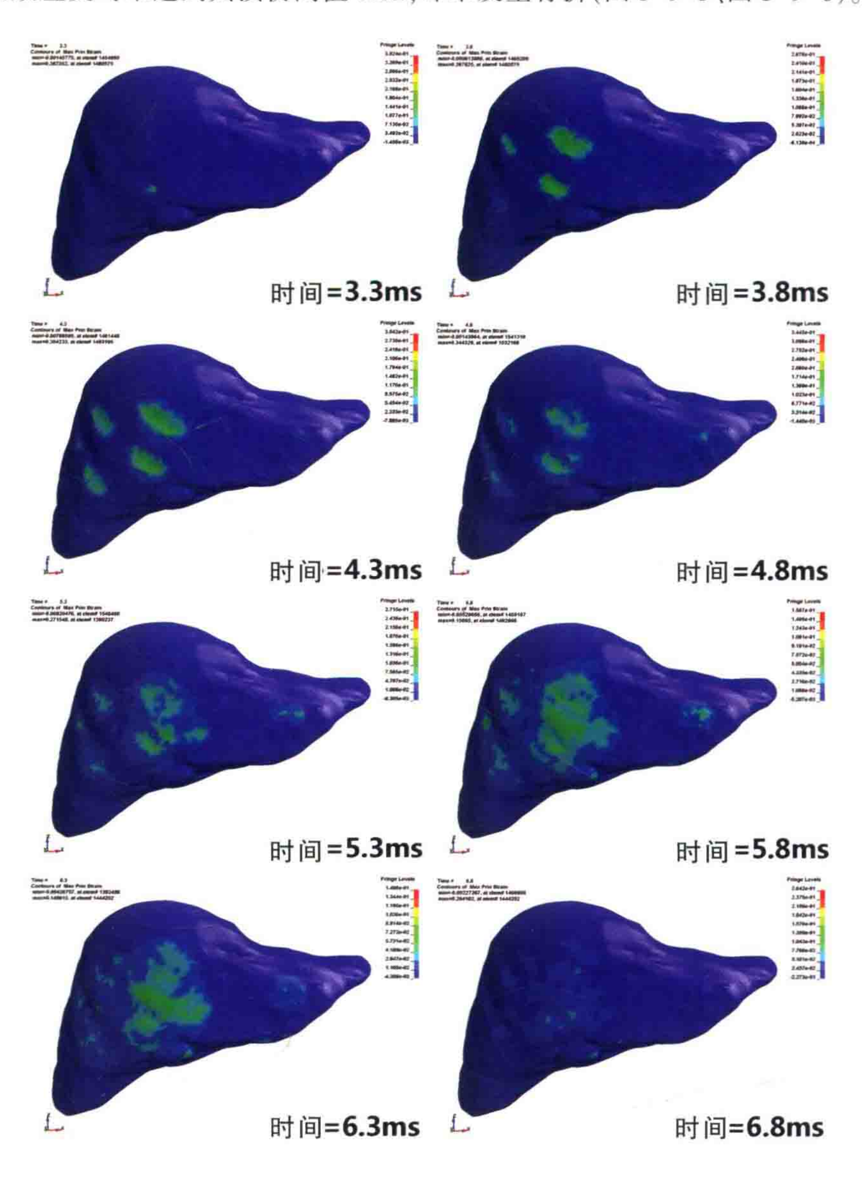
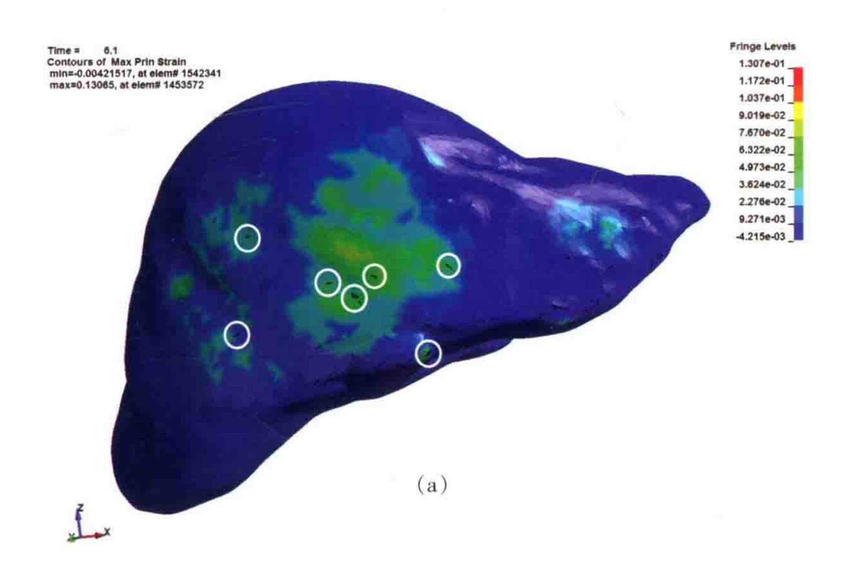
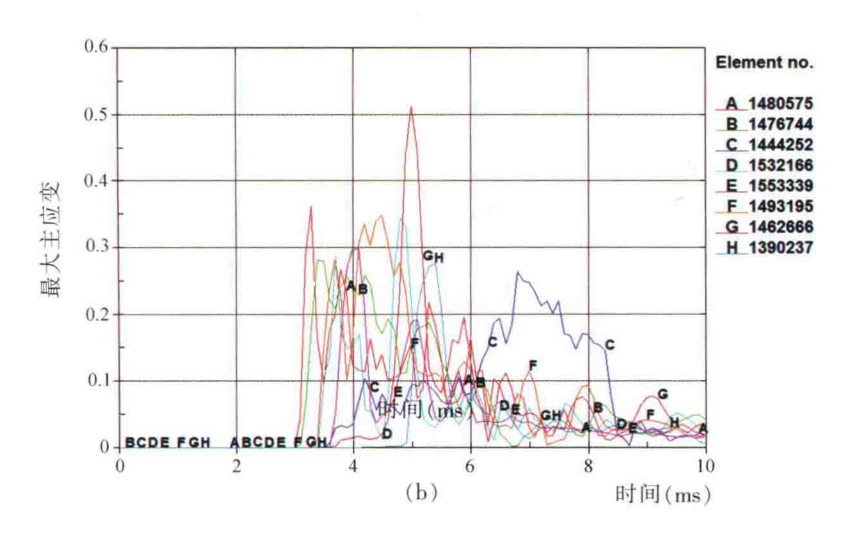


图 3-9-5　6m/s 前侧拳击肝最大主应变分布云图



(a)



(b)

图 3-9-6 6m/s 前侧拳击肝多区域最大主应变时程曲线图
(a)—肝不同区域;(b)—不同区域对应的最大主应变曲线

在 4m/s 至 8m/s 的拳击速度下,拳头与胸、腹壁软组织间的接触力分别达到了534,700,852,1000,1138N,而传导至肋骨与肝间的接触力则分别为 5.7,9.3,12.0,15.8,17.9N(图 3-9-7)。



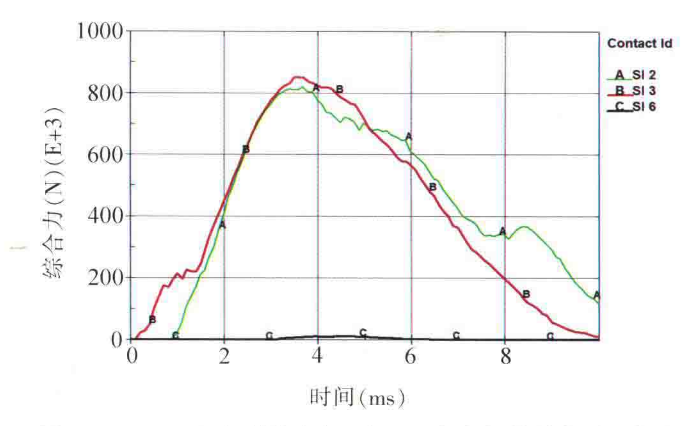


图 3-9-7　6m/s 前侧拳击躯干部不同组织间接触力时程曲线图

(a)—胸、腹壁软组织-胸廓间；(b)—拳头-胸、腹壁软组织间；(c)—胸廓-肝间

3. 右侧拳击结果　肌肉与胸廓遭受右侧拳击后的整个运动学过程与前侧拳击类似，在拳击后的 10ms 内，胸廓及胸、腹壁软组织先压缩后回弹，但运动幅度较前侧拳击大。在此过程中肝受到侧面肋骨的撞击(图 3-9-8)。

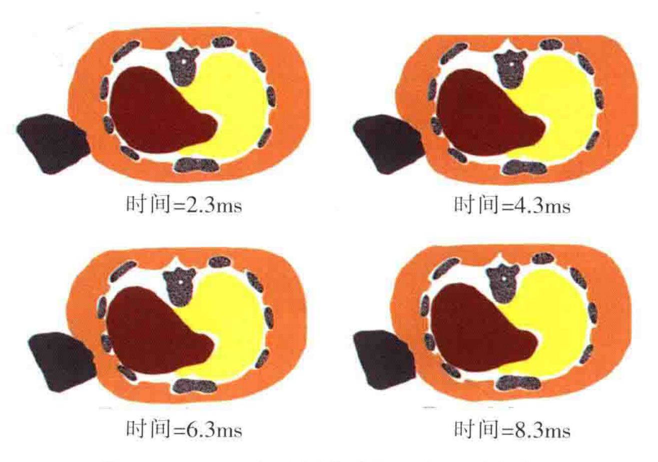


图 3-9-8　6m/s 右侧拳击躯干部运动趋势图

4m/s 的拳速下未预测到肝损伤。5m/s 的拳速下，肝损伤发生于拳击后第 3.8ms 时，损伤位于右叶遭肋骨撞击部位，该处最大主应变值达到 0.313，整个拳击过程中，肝损伤区域较为局限。在 6，7，8m/s 的拳速下，肝分别于击打后的 3.3，3.0，2.7ms 时首先发生损伤，损伤区域相似，损伤区域的最大主应变分别为 0.329、0.327 与 0.346，而整个拳击过程中肝多区域发生损伤，最大主应变极值分别达到了 0.546，0.626 与 0.701(图 3-9-9、图 3-9-10)。

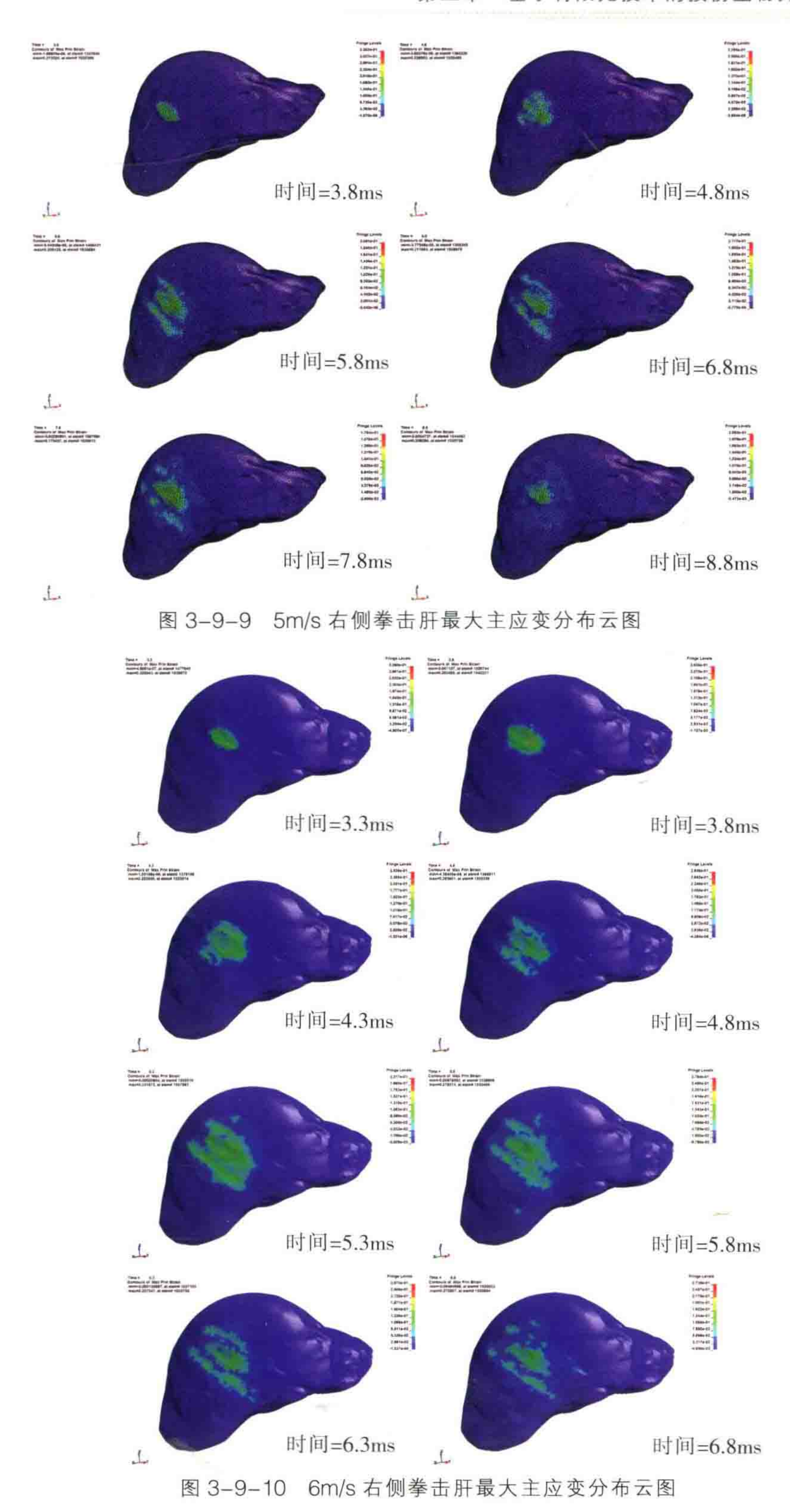


图 3-9-9 5m/s 右侧拳击肝最大主应变分布云图

图 3-9-10 6m/s 右侧拳击肝最大主应变分布云图

类似前侧拳击，在 4m/s 至 8m/s 的右侧拳击下，肋骨均未发生骨折。各个拳速下拳头与软组织间的接触力分别为 378，506，636，769，898N，胸廓与肝间的接触力则仅有 3.2，5.9，9.9，15.8，22.9N（图 3-9-11）。

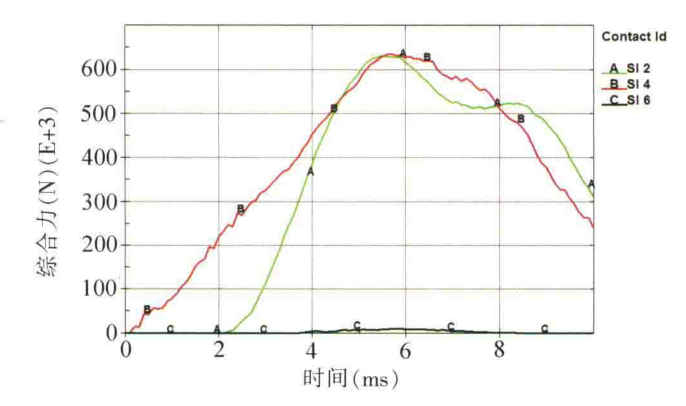


图 3-9-11　6m/s 右侧拳击躯干部不同组织间接触力时程曲线图

(a)—胸、腹壁软组织-胸廓间；(b)—拳头-胸、腹壁软组织间；(c)—胸廓-肝间

4. 后侧拳击结果　与前侧与右侧拳击相比，躯干部遭到后侧拳击时肌肉与胸廓的形变程度与运动幅度显著减小。最大主应变分布时程图显示，在此过程中肝与后侧胸壁发生轻微接触，同时肝后侧局部受到脊柱压迫产生形变，并在接触部位产生应变（图 3-9-12~图 3-9-14）。

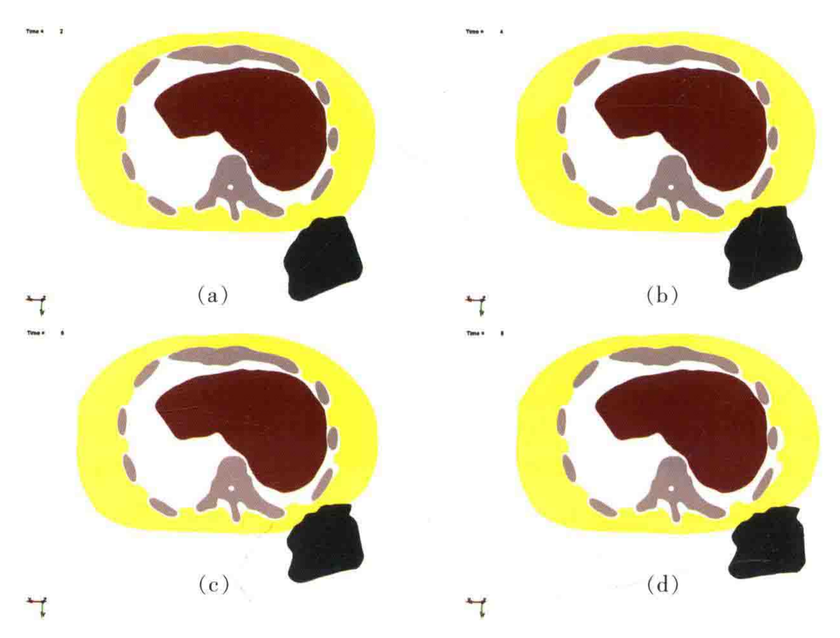


图 3-9-12　8m/s 后侧拳击躯干部运动趋势图

(a)—拳击后 2ms；(b)—拳击后 4ms；(c)—拳击后 6ms；(d)—拳击后 8ms

在 4m/s 至 8m/s 的拳速下，肝最大主应变极值分别达到 0.020,0.058,0.093,0.108 及 0.126,均未造成肝损伤。胸后壁肋骨也未发生骨折。

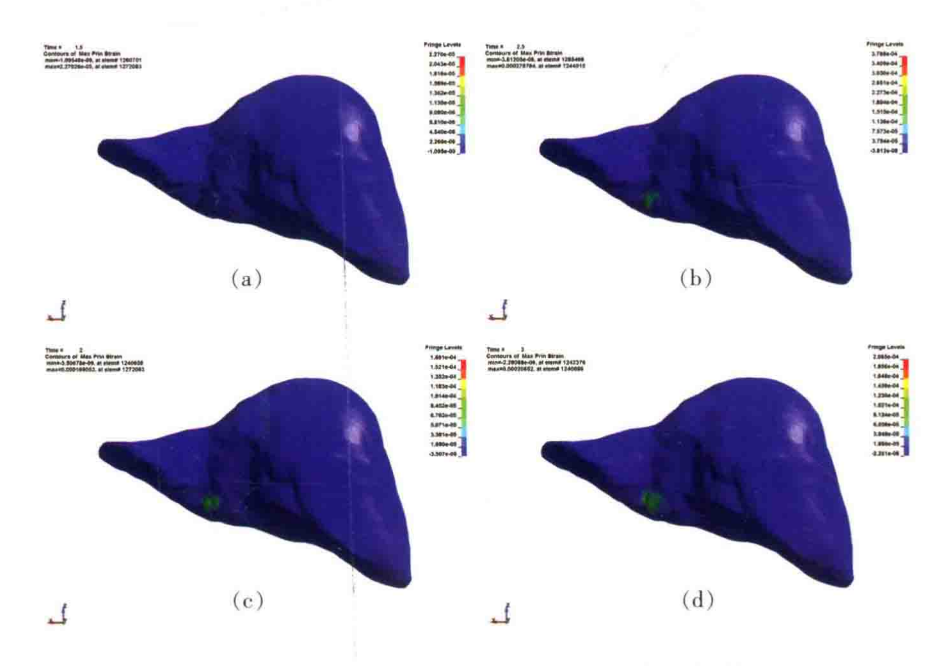


图 3-9-13　8m/s 后侧拳击肝最大主应变分布云图

(a)—拳击后 1.5ms;(b)—拳击后 2ms;(c)—拳击后 2.5ms;(d)拳击后 3ms

在 4m/s 至 8m/s 的拳速下，拳头与软组织间接触力分别达到 426,550,697,840,976N,胸廓与肝间的接触力则分别为不足 0.1,0.1,0.2,0.5,0.7N。

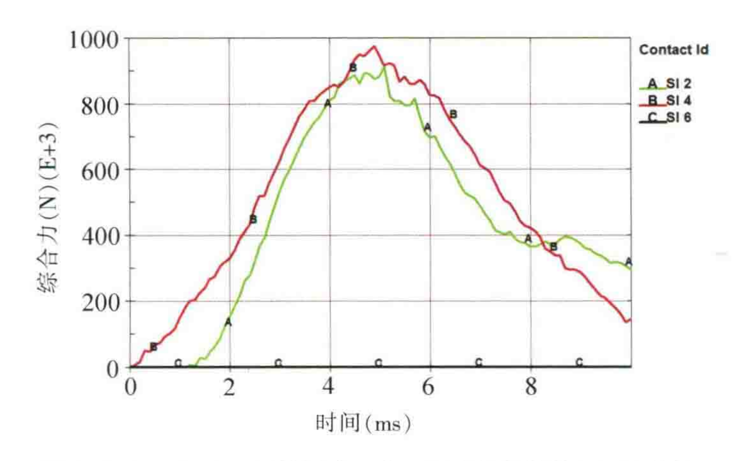


图 3-9-14　8m/s 后侧拳击躯干部不同组织间接触力时程曲线图

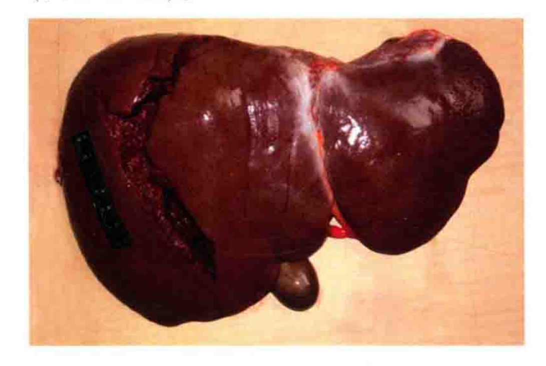
(a)—胸、腹壁软组织-胸廓间;(b)—拳头-胸、腹壁软组织间;(c)—胸廓-肝间

5. 不同方向拳击结果比较　在右下腹部遭到前侧、右侧拳击的情况下，可以造成肝损伤的最小拳速分别为 6m/s 与 5m/s，而 8m/s 的后侧拳击亦未造成肝损伤。根据躯干部整体运动学以及最大主应变时程分布情况推测，拳击右下腹部导致肝损伤的可信机制是由于肝遭到拳击部位体表对应的肋骨的直接撞击。右侧拳击最易导致肝损伤，而后侧拳击很难导致肝损伤。在相同的拳击方向下，初始拳速越快，肝损伤发生越早，损伤程度越严重（最大主应变均值与极值越高），可导致多处破裂。不同拳速导致的肝损伤区域基本一致。

6. 有限元模拟结果与真实案例尸体解剖结果比较　根据有限元模拟结果，速度为 5m/s 的右侧拳击即可造成局部肝损伤，但所形成的肝损伤范围较小、损伤程度较轻。而速度为 6m/s（动量为 2.936 kg·m/s）及以上的右侧拳击可造成较大面积与较重程度的肝损伤，经比较与真实案例尸体解剖结果吻合度高。

7. 肝损伤机制　根据腹部遭拳击后 10ms 内的躯干部整体运动学与最大主应变时程分布情况分析，在拳击过程中，肝遭受肋骨撞击及挤压，在受压部位产生应变集中，随后能量以波动形式由撞击部位向周围传播；肝表面高应变分布区的形状与肋骨外形吻合。研究表明，在腹部遭受钝性外力（如拳击）情况下，肋骨对于肝的直接撞击是导致肝损伤的重要原因。拳击的初始能量经由肌肉、肋骨传递至肝，致使肝产生高应变区域，当应变超出损伤阈值时即发生损伤，该理论与国际上相关研究结论相符。

由于肝的解剖学位置与前侧胸壁、后侧胸壁、脊柱相毗邻，在腹部受钝性外力作用时，肝受到上述解剖结构的挤压，移动受限。有限元模拟结果显示了在整个拳击过程中，肝同样受到了后侧胸壁与脊柱的挤压并在接触部位产生应变集中。故除肋骨的直接撞击外，前侧与后侧胸壁及脊柱对肝的挤压共同参与了肝损伤的形成（图 3-9-15）。



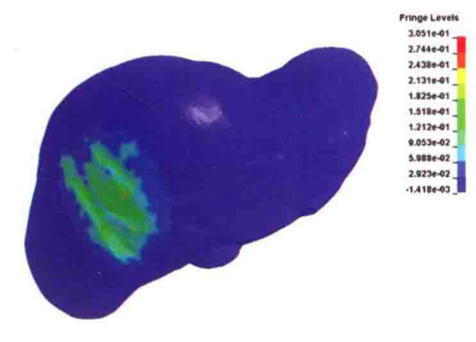


图 3-9-15　实际案例肝损伤与有限元模拟结果对比图

模拟结果显示，右下腹部受到不同方向拳击的情况下，右侧拳击最易导致肝损伤，标准体型成年男性受到最低 5m/s 速度的右侧拳击时（动量为 2.447kg·m/s）可导致肋骨直接撞击肝造成损伤。推测右侧拳击最易导致肝损伤与胸廓骨性结构的

解剖学特性有关，肋骨于胸廓前侧与肋软骨及胸骨连接，于胸廓后侧与脊柱连接，此两处区域胸廓的活动度较小，而外侧胸壁具有较大的活动度，当受到同样钝性外力作用时可发生较大幅度的形变与位移，更易以一定的速度与肝发生接触。后侧拳击最不易致肝破裂，原因可能为：肋骨后侧活动度小，在体表受到外力作用下不易致使肋骨撞击肝，且由于胸廓特殊的解剖学结构，肝位置距离胸后壁较远。相比胸后壁而言，肝后侧距脊柱较近，根据形变及应力、应变分布图分析，若存在后侧拳击致使肝破裂，则应优先考虑由肝与脊柱接触所致。

8. 胸、腹壁软组织的作用　腹部损伤具有外轻内重的特点，在实际检案中，时常可以检见腹部受钝性外力致肝破裂的死者不伴有皮下出血与肋骨损伤。本次有限元模拟的接触力数据显示，拳头与胸、腹壁软组织间最早产生接触力，随后能量由软组织传递至胸廓肋骨并在两者间产生接触力. 在后期随着拳头的回弹其与软组织间接触力亦随之下降，胸廓与软组织间接触力值则渐渐上升至高峰；整个拳击过程中，经由肋骨传递至肝的接触力大小仅为初始拳头与肌肉间接触力大小的1%~2%，大部分的初始冲击能量在经肌肉及骨骼传递的过程中消散及被吸收，可见胸、腹壁肌肉在拳击过程中起到了极大的缓冲作用。但由于肝自身的超弹性材料属性，即使不到2%的初始拳击能量作用仍可使局部区域组织产生高应变并造成损伤。而同样由于自身的材料属性特点，肋骨与胸、腹壁软组织存在较高的损伤阈值，能承受较大的冲击能量，不易发生损伤。

9. 模型的评价　为了减轻计算负担，笔者在有限元建模过程中采用了一些简化操作。由于将胸、腹壁的皮肤、脂肪层及肌肉全部按照肌肉组织进行建模，使其较实际胸、腹壁肌层更厚，增加了其对拳击能量的吸收效果；肋间肌与胸、腹壁肌群的材料特性存在显著差异，本节中并未独立构建肋间肌模型；肝周围的膜性结构及附属韧带对肝均有一定的保护作用，本节中未进行建模。上述简化操作会对分析结果的真实性造成一定影响，在后续研究中将针对上述不足进行模型细化。此外，对于胸、腹腔其余器官的建模工作亦将同时开展。

另外，本节选用标准体型成年男性作为人体材料，研究中构建的胸廓骨性结构模型、肝模型及拳头模型均与该男性解剖学外形保持一致。本节的结论部分中"可致肝损伤的最低拳速"，其拳击的施加主体与承受客体均为标准体型的成年男性。由于建模过程工作量较大，本节尚未构建女性躯干部有限元模型，由于女性胸、腹壁肌肉组织厚度不及男性，其对冲击能量的吸收程度及对器官的保护效果均较弱，故可造成女性肝损伤的最低拳速应低于男性。但本节结论中躯干部不同组织对于拳击的生物力学响应趋势、不同方向拳击的结果比较、肝的损伤机制等内容所适用个体无性别差异。模拟结果与真实案例尸体解剖结果的比较同样具有研究意义。

除前述多种肝损伤机制外，躯干部发生减速运动导致肝受到附属韧带牵拉及与其余人体结构产生相对运动同样可致伤，Snedeker等的研究表明，钝性外力作用于体表可使肾与腹腔内其他结构发生二次或多次接触而致伤。由于构建模型时未

分离内部器官,且未构建肝的附属韧带等简化操作,本节构建的模型无法对肝受到的牵拉作用及与其他器官的二次碰撞等进行分析。但经尸体解剖发现,拳击致肝破裂死亡的尸体,其肝未检见典型的由韧带牵拉导致的破裂,而躯干部的大幅减速运动常见于高坠或交通事故中,腹部与较大平面发生撞击可致。本节中的案例均为拳击腹部,接触面积较小,难以造成躯干部的大幅减速运动,故此两种机制并非拳击腹部致肝损伤的主要致伤机制。

第四章 基于三维摄影技术的快速现场图制作

第一节　计算机辅助交通事故现场图制作现状

一、概述

道路交通事故不仅给国家和人民生命财产造成了巨大的直接经济损失。为了认定事故中的责任,必须对事故现场进行勘测,从而导致道路通行能力下降或者道路交通阻塞,由此产生的延误,必将造成难以数计的间接经济损失。面对如此大量的道路交通事故,如何加快事故处理过程,并不断完善我国交通事故调查和分析处理体系,提高事故分析处理的科学性和准确性已成为当前交通管理工作中一个重要的研究方向。

目前,我国的交通事故处理基本还是处于手工处理阶段。传统的手工作业的道路交通事故处理方式费时费力且难以做到准确无误,事故现场资料的整理也存在人为误差,影响后期事故责任的认定。事故现场勘测完成的主要任务是现场测量(包括事故现场定位测量及事故现场各事故元素的测量)、绘制现场图、拍摄现场照片等。现阶段国内道路交通事故现场勘测工作,仍采用传统的现场勘查方法,即先封锁事故地点的全部或部分车道,工作人员通过拉皮尺测量、目测和用普通相机照相等方法对事故现场进行勘查。这种方法不仅费时,而且存在人为因素影响,很可能发生漏测数据、勘测错误的情况。而作为道路交通事故现场勘查处理重要文件之一的交通事故现场图,目前在交通事故处理过程中还是由出警的警员手工绘制。徒手绘图一方面增大了办案民警的工作强度,另一方面也使得交通事故资料文件不够规范。因此,国内外许多科研人员都在致力于利用先进的计算机技术进行事故现场勘测的应用研究。

随着计算机技术的发展,国内学者开展了一些计算机辅助道路交通事故处理的研究,虽然不同研究都具有一定的优势和特点,但具有实际推广意义的实用性成

果却极少,使得现在的交通事故现场处理仍然保持着传统手工处理为主的模式。

二、交通事故现场的快速勘查技术

在实际交通管理中,交通事故现场勘查能否准确、快速地完成,决定了事故处理能否科学、合理以及事故现场的交通能否及时地恢复。因此,交通事故现场勘查有着准确和快速两方面的要求。传统上,交通事故现场勘查采用的是皮尺测量、手工记录的方法,难以做到准确,无法做到快速。为此,交通科学家们把现代科技手段引入到交通事故现场勘查中,从以下几方面实现了事故现场的快速勘查:

(1) 使用激光(或超声波)测距仪和小型经纬仪以及电子罗盘实现现场距离和角度的自动测量和数据的自动记录。

(2) 运用便携式计算机和 PDA 作为平台配合相关软件实现现场勘查数据的电子录入,提高数据记录效率和准确性。

(3) 引入地理信息系统(GIS)和卫星定位技术(GPS)实现事故现场的精确定位和道路环境信息的直接调用。

(4) 运用摄影测量技术,建立交通事故现场摄影测量系统,通过在现场拍摄的一系列数码照片,在完成勘查、恢复交通后,利用图像处理技术分析得到相关的距离和角度信息。

其中,应用摄影测量技术的现场勘查,具有现场工作内容少,主要工作量集中在勘查之后的特点,真正体现了事故现场的快速勘查,因而引起了广泛的关注。另外,交通事故现场摄影测量系统的建立和应用使得现场勘查中测量的精度整体提高了一个数量级。以往难以测量的指标(如:形状、散落物的分布等)的测量变得轻而易举,而且由于图像信息的冗余性,避免了现场测量的遗漏。这些都为更为准确、全面地绘制事故现场图,以及科学、公正地处理事故提供了数据来源方面的基础。

三、现场图绘制方法及其发展

1. 徒手绘制　最早使用直尺和圆规作图的方式来完成交通事故现场图的绘制,到目前为止,很多交警部门仍少不了使用这两种工具来绘制交通事故现场图,但其存在很大的缺点。在事故勘查图(草图)中,图线勾画歪斜,随意性大,车辆、行人、道路等尺寸比例失当,甚至严重失真,有的事故勘查图只能由绘图当事人辨认。

2. 计算机交通事故勘查图模板　为了提高绘图效率,人们利用各种车辆、人体的示意图形固定的特点研制出各种绘图模板。其优点是绘制现场勘查图的时间缩短,线条得到规范。虽然得到广泛使用,但不论是刻成车辆、人体形式的图章还是现场图绘制模板,其大小和比例都不可能随着实际尺寸的变化进行调整,因此不符合相关标准中车辆按比例绘制的要求。同时实际车辆的车型繁多,而事故勘察图模板的车辆形状有限,故不切合实际,且携带不方便,难以备用。

3. 计算机辅助绘制　一般利用 AUTOCAD 为支撑平台的计算机辅助系统,将

事故现场的元素，如人员、车辆、道路、路口、路标、里程桩等存储在数据库中，制图系统通过调用这些元素来绘制道路交通事故的现场图。一个熟练的事故处理民警应用绘图系统制作一张事故现场图的时间可以从徒手绘制的1~2h减少到15~30min，事故处理民警的工作量大为降低。同时，制作的现场图统一、规范、美观。一般情况下，这类系统采用单击模式，但也可以与业务系统结合，使用业务系统的基础数据，按文件形式将绘制的现场图存储于业务系统中。目前，虽然这类系统的使用相对较少，但受到系统使用者的广泛赞誉，相信以后会得到越来越多的应用。

四、交通事故现场勘测新技术

（一）立体摄影测量方法

立体摄影测量方法是首先引入的测量技术。瑞典在20世纪40年代首先采用了立体摄影(照相)测量的方法处理交通事故，德国等也相继使用。在欧洲一些国家研究和应用的基础上，日本于1967年率先在世界上推出了第一辆采用照相测量方法勘察交通事故现场专用警车，并于几年后开始在其国内推广使用。

立体摄影测量系统采用专业量测用摄影测量机和立体量测分析仪为基本量测和分析工具。系统主要由带有基线连接杆的照相机对、固定及操作相机的起落机架、摄影灯、立体测图仪、车辆等组成。事故发生后，将安装有摄影测量系统的专用警车开至事故现场，从车身上方伸出机架，安装好摄影机对组合，按照勘察需要，选择合适的场景后，拍摄现场照片，完成现场部分的勘察工作。照相工作完成后，即可在专车内或回到办公室后，冲洗出照片，选择合适的几对图片，用立体量测仪测量定点的位置，从而可以绘出事故现场平面图，完成整个现场勘察工作。这种立体摄影测量技术需要专用的照相机及照片处理设备，系统测量精度高，但设备投资昂贵，测量分析复杂，对操作人员技术要求高，并且数据获取与最终处理结果输出之间有一个较长的时间滞后，因此使该技术方法的推广应用受到限制。

立体摄影测量系统主要由带有基线连接杆的照相机对，固定及操作相机的起落架、摄影灯、立体测图仪等组成。该系统具有以下特点：

(1) 需要专用的照相机及照片处理设备，如立体相机、绘图机等。

(2) 设备投资昂贵。

(3) 系统测量精度高。

(4) 数据处理所需周期长。

(5) 操作复杂，对操作人员技术要求高。

（二）非量测相机方法

这类测量方法由于可以利用一般相机来拍摄场景，并通过相应的计算工具来进行分析，提高了系统的实用性。这类系统主要由普通照相机、现场测量标杆、数字



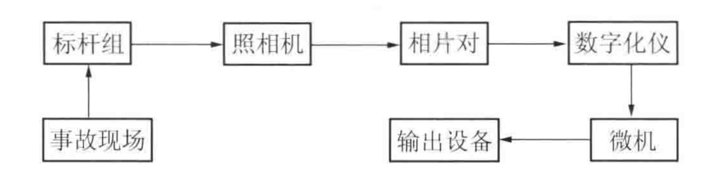


图 4–1–1　非量测相机测量系统工作过程

化仪和微型计算机、绘图机等组成(图 4–1–1)。

系统的基本工作过程:当事故发生以后,交警赶至事故现场,按设计最优方法将各标杆布置在现场的相应位置,根据勘查要求,对事故现场定位之后,对事故现场各元素进行拍照,回办公室冲洗照片,选择多幅合适的照片,使用数字化仪获取测量点的定位坐标,输入微机以后,通过数据处理获得各测量点的位置数据,完成事故现场图的测量与绘制,这样就完成事故现场的勘查工作。

这种测量系统具有以下特点:

(1) 普通照相机的镜头畸变误差比较大,没有水准器以及定位装置,需要预先进行标定校正。

(2) 需要在现场对标记标杆的位置进行测量,操作方法复杂。

(3) 选择事故照片对比较困难。

由于该方法测量工具为非量测用普通照相机,因而,其通用性好,调焦灵活,便于用手工操作,易于任意定向、定位;价格低廉,大大低于量测摄影机。但镜头畸变误差较大,无框标、无水准器和定向装置,需预先进行标定校正。标定物坐标和事故现场实物坐标的提取有多种方法,计算较为复杂,存在一定误差。例如,安徽三联科技股份有限公司开发了一套交通事故现场自动测绘系统。该系统现场测距模块主要由现场数码照相和计算机自动测绘两大部分组成,采用了数字图像分析与处理方面的技术,利用标志牌的已知参数分析提供自动测绘的依据。

(三)计算机视觉技术

计算机视觉技术是用机器或计算机代替人的眼睛和大脑,对客观世界进行视觉感知和解释,是近年来迅速发展起来的一门新兴学科。近年来,光学敏感元件及微机图像处理硬件得到了迅速发展,数字图像处理技术及计算机视觉理论日渐成熟,并在各个工程领域中得到广泛应用。而微机硬件价格下降,性能大幅度提高,从而使计算机视觉技术得到了长足发展。在交通工程中也得到了应用。利用视觉系统测量车辆碰撞试验中车辆有关部位的变形等,可达到较高的测量精度,这就为测量技术的应用奠定了技术基础。应用该方法的系统由普通摄像机、现场测量标杆、计算机、绘图机和打印机等组成,如图 4–1–2 所示:

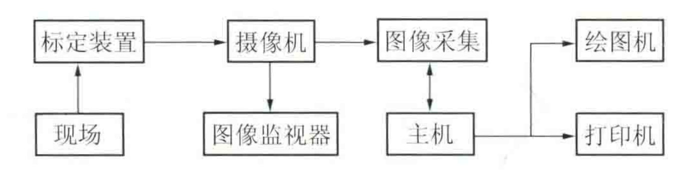


图 4-1-2 计算机视觉测量系统构成示意图

系统基本工作过程：事故发生后，交警赶赴事故现场，将标定物按测量规范设计的方案布置在现场的相应位置，按照现场勘查要求定位现场后，用摄像机拍摄现场各元素，完成现场部分的勘查工作。回到办公室后，将录像带回放，通过图像采集，输入微机后进行数据处理，即可获得各测量点的位置数据，从而完成整个现场的勘查工作。

该系统的特点是：

(1) 需要在事故现场按照摄影测量规范设置标定物，难以达到快速处理的目的。

(2) 需要专门的事故处理车，以携带和安装设备。

(3) 需要专门的数据采集卡。

(4) 操作复杂，数据采集过程需要操作人员具有较高的专业素质，实现困难。

国内一些研究者用计算机视觉和图像处理技术进行道路交通事故现场勘察的应用研究。通过现场摄像技术完成事故现场的数据采集，利用计算机视觉技术和图像处理技术实现交通事故现场数据的获取，代替和辅助人工对复杂现场的测量与分析。

第二节 交通事故现场图的绘制要求

一、交通事故现场勘验的有关行业标准

（一）交通事故痕迹物证勘验规定

公安部于 2005 年 1 月 17 日发布了《交通事故痕迹物证勘验》标准（GA41-2005），2005 年 5 月 1 日起施行。该标准适用于公安机关交通管理部门对交通事故现场有关痕迹、物证的勘验，规定了道路交通事故痕迹、物证勘验的主要内容、原则和要求。该标准规定：道路交通事故现场勘验工作应运用科学手段和方法，做到及时、全面、客观、缜密，勘验人员应根据各类交通事故的特点，仔细观察交通事故痕迹和物证的形态及特征。

需要勘验的痕迹、物证主要有：

(1) 勘验发生交通事故的事故车辆、人员、现场路面和有关物体及其状态、痕迹位置。

(2) 勘验发生交通事故的事故车辆、人员行进路线的痕迹、物证。

(3) 勘验事故车辆、人员、现场路面、有关物体接触部位、受力方向及有关的地面遗留物。在事故接触部位及周围寻找事故可疑物,重点勘验第一次接触的痕迹、物证及其相对位置。勘验中应测量事故车辆、人体、现场路面及有关物体的相对位置,进行定位,并使用照相法固定和提取有价值的痕迹和物证。痕迹、物证位置、种类、形式、尺寸等的勘验和提取应在交通事故现场勘验笔录中载明,同时进行勘查照相以及绘制道路交通事故现场草图。

(二)交通事故勘验照相规定

公安部于 2005 年 9 月 7 日发布了《道路交通事故勘验照相》标准(GA 50-2005)。该标准适用于公安交通管理部门对一般事故以上的交通事故现场、车辆、人体及痕迹物证的勘验照相。标准规定了交通事故勘验照相的种类、内容、要求,现场照片制作和归档。

勘验照相是固定、记录交通事故有关证据材料的重要手段,照相内容应当与交通事故勘查笔录的有关记载相一致。交通事故勘验照相一般使用标准镜头,应当客观、真实、全面地反映被摄对象,不得有艺术夸张,应影像清晰、反差适中、层次分明。拍摄痕迹时,应当在被摄物体一侧同一平面放置比例尺。比例标尺的长度一般为 50cm。当痕迹、物体的长度大于 50cm 时,可用卷尺作为比例标尺。

勘验照相具体要求有:

(1) 按照现场勘查的要求,拍摄交通事故视场环境、现场位置和现场概貌。拍摄交通事故发生周围的地形、道路走向和现场所处位置。拍摄交通事故的状态,事故现场有关车辆、尸体、物体的位置、状态。

(2) 按照《道路交通事故痕迹物证勘验》标准规定的勘验内容和要求,运用中心照相、细目照相方式,拍摄现场中心和物体分离痕迹、物体表面痕迹、路面痕迹、人体衣着痕迹以及现场遗留物等。

(3) 根据检验鉴定交通事故车辆的需要,运用中心照相和细目照相方式,拍摄事故车辆的号牌、车型、部件、零件等。分解检验的车辆及其部件、零件,应当拍摄完整的被检验车辆的损坏情况、形态、号牌、部件、零件及其所属部位。

(4) 根据检验鉴定交通事故当事人死亡或受伤原因的需要,运用中心照相、细目照相方式,拍摄人体的伤痕。为辨认需要,拍摄有关人员的辨认照片。

(5) 照片册封面尺寸式样统一,封面项目齐备。照片粘贴纸规格统一。

(6) 交通事故照片装订成册后,归入交通事故、现场勘查记录卷。

（三）道路交通事故现场图绘制的规定

公安部于2009年10月26日发布了《道路交通事故现场图绘制》标准(GA49-2009),于2010年1月1日起实施。该标准适用于公安交通管理部门勘查交通事故现场的绘图工作,规定了道路交通事故现场图的种类、格式和绘制要求。

道路交通事故现场图是公安交通管理机关处理道路交通事故中应用最广泛、作用最重要的证据材料之一。它是一种很古老的证据固定方法,被广泛应用于刑事侦察、事故调查和诉讼活动中。现场图绘制是否完整和质量的好坏,不仅反映办案人员的专业水平,而且直接影响办案质量。

二、道路交通事故现场图的绘制要求

道路交通事故现场图是根据正投影原理绘制的,记录着与事故有关的车辆、物体、痕迹等现场遗留物位置的现场反映图。绘制现场图是在道路交通事故现场勘查中,事故处理人员运用制图学的原理、方法和技术手段,以图形、符号线型固定和反映道路交通事故现场及现场内事故诸元素所处位置和相互之间的空间关系进行勘测、丈量并绘制出现场图的全过程。现场图作为道路交通事故处理工作中的一项重要证据,可用来恢复现场,分析事故原因,补充现场笔录、现场照片所难以表达的事故现场的空间关系。现场图所反映出来的现场各元素之间的位置关系,反映出事故发生后的状态,应能使没到过现场的人也能看懂现场图反映的现场状况。

（一）事故现场图种类

我国道路交通事故现场图的种类有五种：

1. 现场记录图　现场记录图(草图)是道路交通事故现场勘察时,按标准图形符号徒手绘制并记录道路交通事故现场有关情况的现场草图,也称为现场草图。它反映了现场地形、现场交通元素、事故元素所在的位置,并通过必要的数据反映各元素之间的关系。现场草图是最常用的记载和固定交通事故现场客观事实的证据材料,也是证据效力最强的现场图。

2. 现场断面图　现场断面图(剖面图)是指为表示事故现场某一横断面或纵断面某一位置上有关道路、车辆、物体、痕迹相互关系的剖面视图。就是将道路、车辆或物体的某个部位根据需要切开示意。

3. 现场比例图　为了更形象、准确地表现事故形态和现场车辆、物体、痕迹,根据现场记录图和其他勘查记录材料,按规范图形符号和一定比例重新绘制的交通事故现场全部或局部的平面图形。

4. 现场分析图　表示交通事故发生时,车辆、行人不同的运行轨迹和时序及冲突点或碰撞点的位置的平面视图。

在各种现场图中,现场记录图必须在现场手工绘制,而且对任何需要按照普通

事故处理程序处理的事故来说都必须绘制记录图(草图);现场比例图、现场断面图、现场立面图、现场分析图视需要绘制。在实际事故处理过程中,轻微事故不要求绘制比例图;现场断面图、现场立面图、现场分析图只有在需要说明问题的时候才要求绘制。

(二)道路交通事故现场图的绘制内容

1. 现场的基本信息　包括:事故发生时间、地点、当时的天气、路面性质、现场图绘制时间以及对现场图绘制的简单说明。

2. 道路的几何结构　包括:路段形式(各种类型的交叉口、直路段、弯道路段、桥涵等)、道路的布局、交叉口的各个进口道等的形式和结构。

3. 交通参与者要素　包括:参与事故的机动车、非机动车、人体(行人、抛出车辆的驾驶员等)、牲畜。

4. 道路安全设施　包括:各种道路标志、标线、隔离带、安全岛、防护栏等。

5. 路侧环境要素　包括:建筑物、田地、树木、植被、公共设施等。

6. 动态痕迹要素　包括:划痕、擦痕、压痕、拖印、血迹、油迹等。

7. 交通现象、交通事故类型元素　包括:事故类型的标注、事故发生前后交通现象的标注等。

8. 其他　各种距离、角度及位置关系的标注,以及图例、方向标志、绘图比例、装订线、绘制人员及当事人的签字栏等。

(三)道路交通事故现场比例图的特点

根据绘制目的和功能,现场比例图具有以下特点:

1. 按比例绘制　为了准确地表达现场诸元素的状态,现场比例图的最大特点是要求主要图形严格按照统一的比例绘制。

2. 位置关系图　事故发生后事故参与车辆和人的位置是推断交通事故的发生过程、确定事故当事人是否存在违章行为,进而进行责任认定的主要依据。因此,现场比例图的绘制把反映现场元素的位置关系作为重点, 因而现场比例图是一种位置关系图。

3. 俯视正投影平面图　现场比例图是从事故现场的正上方俯视条件下,将各种现场元素按照垂直于路面的角度进行投影(正投影)绘制的。这种绘制方式也是为了更好地反映现场元素的状态和位置关系。

(四)定位基准的选择

在交通事故现场图上为确定物体上定位点的位置而设定的参照点或线称为定位基准。直角坐标或极坐标定位法所用的原点和三角定位法所用的两个点叫基准点,坐标的轴线则叫基准线。现场图上用来确定物体位置的基准点和基准线必须选

择现场中固定不变物体的点、线。应尽可能利用现场的固定设施或固定物体作基准。交通事故现场的基准通常由以下的物体点、线组成：

(1) 固定物体在地面上正投影的中心点，如灯柱、标志杆、里程碑的投影中心。

(2) 物体结构线及其交点，如：路沿线、建筑物的墙线及两路沿或两墙线的交点。

(3) 路面标线及其延长线的交点，如：道路中线、分道线、停车线等，以及这些线及其延长线的交点。

（五）现场物体测量点的确定

交通事故现场元素不可能仅是一个点，对事故现场的丈量是对点的定位，因此确定交通事故现场元素的测量点是现场测量工作的关键。如果不对测量点的选取加以规范，就会因人而异，而引发人为的误差，导致现场图不规范，甚至还可能对现场本身的认识出现分歧，影响事故分析和责任认定的准确性和可信性。交通事故现场元素主要指车辆、物体、痕迹、人、畜等。目前，我国对交通事故现场车辆和痕迹及遗留物等位置测量点尚无统一规定。具体丈量时可参考以下几点：

1. 机动车位置的测量点　一般分别取车辆前后轴心到地面垂线的轮胎接地点为测量点，或者是位于同侧的前、后轴轴端点为测量点。对于翻车事故，可选择车体的接地点为测量点，并在图上注明。对带挂汽车，一般测量3个点进行定位。主车在前、后轴轴端取两点，挂车取一个轴的端点。

2. 自行车位置的测量点　一般取自行车前、后轴心作为测量点。也可以取两轮着地点（或两轮轴对地面的投影点）作为测量点。如果自行车被撞变形，则还应测量出前后轴心点间的距离。

3. 制动印迹的测量点　直线印迹取印迹的起点和终点为测量点，折边印迹应在折边部位再取测量点。

4. 刮擦痕迹的测量点　刮擦痕迹形状不同，选择的测量点也不同。直条状的刮擦痕迹，取其长轴两端为测量点，两端形状不规则的，取其中点为测量点。弧状的和不规则条状的刮擦痕迹，均匀分成若干部分，一般不少于四份，取各份中点为测量点。

5. 血迹、油迹和散落碎物的测量点　如散布均匀可在其散布圆中心取一个点；如为不规则散布，则选取两个以上的点进行测量。

6. 小物体的测量点　小物体在路面上的投影面积很小，一般取其中心点作为测量点。

7. 人体位置的测量点　可取头顶、颈、腰、膝、脚跟五个测量点，也可以根据现场具体情况选定其中几个为测量点。

交通事故现场元素很多，遇到其他情况，可以参照上述原则选取测量点，并在现场图上注明。



三、事故现场图绘制技术

道路交通事故现场不能长期保留,在现场勘查工作结束后,要迅速拆除,恢复交通。为了交通事故处理工作的需要,必须对事故现场上的各种交通元素以及有关的各种痕迹、物证和地形、地物、道路、交通设施等进行勘查,用现场绘图的方式记录下来。道路交通事故现场图是在交通事故发生后,由事故办案民警的现场勘查、测量,利用标准的图形符号和图线规格,按一定比例描述和记录交通事故现场的专业工作图。道路交通事故现场图是分析交通事故原因、认定交通事故责任的重要依据,可用来补充现场笔录和现场照片所难以表现的事故现场的空间关系,是事故案卷中的核心材料之一,尤其是现场记录图,它是处理交通事故重要的原始证据。交通事故现场图主要包括:平面图、立体图、立面图和剖面图等。而应用最多的是现场平面图,它是每起事故案卷中的必备材料之一,其他类型的现场图只是起辅助和补充作用。

(一)现场图的手工绘制

现场比例图的绘制最早是用直尺和圆规作图的方式来完成的,至今大多数地区的交警部门在绘制现场比例图的时候仍少不了这两种工具。后来,由于各种车辆、人体的示意图形固定,人们开始研制各种绘图模板来提高绘图效率。但是,尽管得到了广泛的使用,无论是现场图绘制模板还是刻成车辆、人体形式的图章,都不可能随着实际尺寸的变化来调整大小和比例,因此在客观上违背了相关标准规定的车辆按比例绘制的要求。

目前,我国的道路交通事故现场比例图主要由交警部门具体参与某起事故现场勘查的人员手工绘制。然而,由于道路交通事故现场图的绘制有标准的图形符号和图线规格,所以手工绘制现场图费时费力,而且很难完全符合现场图绘制的国家标准。手工绘制事故现场图的工作量巨大,除了非常简单的情况,即使是熟练的事故处理人员,绘制一般的交通事故现场图也需要 30min 以上,如果是重、特大事故或者是参与车辆较多的复杂事故,现场图的绘制、检查、修改往往需要几天时间。可见,事故现场比例图的手工绘制严重影响了事故处理的工作效率。

(二)现场比例图的计算机辅助绘制

随着计算机技术的发展,计算机辅助绘制现场图的软件得到研究和开发,而利用快速、准确的绘制道路交通事故现场图就成为研究的一个方向。目前这类研究的思路大致有这么几类。

(1) 使用交通事故勘查图模板,将常用的图形符号,按国标要求依一定比例在模板上空心成型,直接套用模板来绘制,简化手工绘制的难度。通过改进数据的输入方式及用户界面,建立起符合国家标准的交通事故现场图图形符号库,增加现场

图的文本注释说明功能等;利用 ActiveX Automation 技术可以方便地完成对 AutoCAD 内嵌对象各种属性及方法的调用, 实现利用 VBA 程序对 AutoCAD 的外部控制,完成图形绘制、文件存取及打印等功能。

(2) 采用 VBA 语言对 AutoCAD 绘图软件包进行了二次开发,应用 Quick Basic 语言开发窗口对话和鼠标选择等参数输入方式绘制现场图。

(3) 应用 Visual C++工具,按照面向对象的思想开发系统,采用对象和类描述系统包含的各种变量,通过用户界面输入数据,构建现场数据库,并与事故再现系统一体化设计。

(4) 基于 Visual C++下的基本类库(microsoft foundation class,简称 MFC)开发可扩展的、可集成的现场图计算机辅助绘制系统。

(三)基于摄影技术和计算机技术的交通事故现场摄影图像三维重建

事故再现就是根据已知的信息判断事故是如何发生的。事故勘察报告包括事故现场和车辆照片,是交通事故信息的主要来源。尽管近年来在一些国家和地区采用了一些先进的测量设备进行交通事故现场勘测 (如用全站仪测量事故现场和车辆变形),但由于进行交通事故调查时的局限性,事故报告不一定能完全而详细地记录事故再现所需的所有信息。而事故现场的车辆停止位置、轮胎拖痕、道路擦痕、油迹、碎片和道路外的压痕等信息在进行事故再现分析时一般已不存在。如果事故报告中没有完整而详细的事故信息记录,则很难再从事故现场的重新勘测得到,从而给事故再现分析带来困难。而这些信息大都存在于事故现场和车辆的照片中。因此,使用一定的手段和方法从事故现场拍摄的照片中提取需要的信息,对进行交通事故再现具有重要意义。

摄影技术自 20 世纪 40 年代开始应用于交通事故分析以来, 已得到了广泛应用。但长期以来,由于缺乏必要的技术,对事故现场照片的应用多局限于进行简单的定性分析。随着计算机视觉技术和图像处理技术的发展,使利用摄影图像对交通事故进行定量分析成为可能。20 世纪 80 年代 Kerkoff 对透视投影发展的历史、透视绘图原理和透视成像原理进行了详细阐述, 并根据透视原理研究了利用摄影图像,确定制动拖痕长度、车辆停止位置和其他痕迹位置的方法。随后出现了可用于交通事故现场摄影测量的一些专用软件,如 TRANS4、FOTOGRAM 和 PC-RECT,但都只能完成二维摄影测量。

20 世纪 90 年代,事故再现工作者开始研究三维摄影测量技术在事故再现领域的应用,并开始了事故车辆变形测量的研究。近年来,国内外对摄影图像在事故再现中的应用进行了广泛的研究,研究范围主要集中于以下三个方面:①利用摄影图像测量事故现场;②利用摄影图像测量车辆变形;③利用摄影图像进行智能识别。

由于摄影图像能够迅速而完整地记录事故现场的各种信息, 若能利用摄影图

像来定量测量事故现场,则可提高现场勘测速度,减少占道时间,提高道路通行能力。因此,国内外对利用摄影图像测量事故现场的研究较多。

第三节　基于普通相机现场测量的三维现场图制作

传统的道路交通事故现场测绘一般是以手工拉皮尺或测量轮进行测量，并手工绘制事故现场草图,辅之对事故现场主要特征点进行现场摄影的方法。这种方法不但耗时长、精度低,而且劳动强度大。交通事故现场摄影测量对事故现场主要特征区域进行摄影,然后将摄影图像输入计算机,可以在计算机上实现快速测量,并由此生成相应的事故现场图。这种方法既可以减轻现场工作量,实现快速撤离事故现场,在较短的时间内恢复正常交通,又可以利用摄影图像丰富的信息为交通事故分析处理提供广泛的证据。因此,无论是考虑事故现场测绘的效率和质量,还是考虑减少事故损失等方面,手工勘查交通事故现场已不能适应现场勘查的客观需要。尤其不适应流量大、速度高的高速公路事故现场的勘查需要。可见,研究用摄影测量的方法解决交通事故现场测量问题具有重要的现实意义。

一、交通事故现场摄影图像三维重建技术

（一）二维方法

如果假设图像上的点在实际坐标系空间中对应的点都在同一个平面上，则可以根据直接线性变换关系,推出从空间平面到图像平面的对应关系,并能由四个已知其在空间平面上的位置和图像平面上的位置的参考点，求出空间平面的点和其在图像平面上投影点之间的对应关系,这就是摄影图像的二维重建方法。使用二维方法,可以根据摄影图像上点的位置计算出其对应的空间平面上点的位置。

由于在道路交通事故再现中,特别是在事故现场的测量中,许多需要的信息点都位于路面上(如路面标线、轮胎拖痕、油迹、撒落物等),而且在道路环境下,便于设置标定点,即使在没有放置标定物的情况下,根据已知的道路情况也容易找出四个以上的标定参考点。因此,可以使用二维方法测量事故现场,为交通事故再现提供必要的数据。使用二维重建方法测量事故现场具有简单、快捷、准确和信息易于保存等特点。

二维方法的理论前提是图像上所有点对应的空间实际点都位于同一空间平面上。由于路面拱度、车辆高度等因素的影响,在实际空间中与参考点不在同一个平面上的点,经二维方法重建后误差较大。因此,研究一种适当的方法减小误差或对误差进行控制,并尽可能消除高度的影响具有重要应用价值。

（二）三维方法

三维方法可分为单目照片法和多目照片法。单目照片法实际上是反投影法。这种方法以重现现场中原照片的视点和方位为基础。在传统的摄像机反投影法中，要求根据照片(幻灯片)，回到原现场，用适当的观察设备(如摄像机)找出原照片在现场中的视点和方位，从而在交通事故现场达到三维再现的目的。此外还可通过利用摄影图像上已知实际坐标位置的离散点，使用计算机反投影法，根据直接线性变换求出摄像机的视点和方位，进行现场的再现。

反投影比例模型法是通过建立交通事故现场道路和有关车辆等物体的比例模型，根据原事故摄影图像，利用一定的观测设备，在比例模型中确定照相机的视点和方位，并在模型中进行事故现场再现，然后根据比例模型再现结果，绘制事故现场图。如果有两幅以上从不同位置拍摄的图像上有同一点，则可根据该点在两幅图像上的位置求出它在实际空间中的三维位置。利用两幅或两幅以上的“图像对”进行三维重建，是计算机视觉研究的一个重要方向。本文对使用普通相机，利用两幅摄影图像对现场进行三维重建的关键技术进行深入研究，为使用摄影图像对交通事故现场及事故车辆进行三维重建及虚拟现实实现作好理论和算法准备。

二、运用普通相机绘制现场图的操作步骤

（一）摄影测量工作流程

1. 现场照片采集　选用像素值大于500万的数码相机，且可手动变焦或带有焦距锁定功能，选取合适的镜头、闪光灯辅助摄影器材。现场摆放标志牌，其作用为：①标尺作用，它给定已知距离，提供给软件；②标定点辅助定位，比如：在汽车轮拖印起止点模糊处放置，在边界不清的路基处放置；③增加标定点，在现场标定点不足的情况下放置。选择手动对焦模式，并使用固定焦距对现场拍摄多张不同角度的照片(≥4张，且拍摄角度差>15°)。

2. 数码相机参数及畸变校正　应用单站解析自校验法对相应数码相机参数及畸变校正。用同一相机同一焦距对含有较多标定点的区域拍摄多张照片(≥6张)，然后通过摄影测量软件分析，进行数码相机参数及畸变校正。需要校正的数码相机参数是CCD或CMOS的尺寸，需要校正的主要畸变是径向畸变和偏心畸变，如果以后使用同一相机同一焦距进行拍摄，则不需重复此操作。

3. 应用摄影测量软件分析处理照片　摄影测量软件较多，但原理和功能相似，都是基于直线投影理论和空间后交汇理论，应用直接线性变换等数学算法以实现空间点坐标生成。本节选用一款商业摄影测量软件iWitness的试用版，对相片中对应的关键点进行人工标定，将标尺距离提供给软件，然后通过该软件演算以实现标定点三维坐标生成，从而实现标定点间距测量。



4. 应用计算机辅助绘图软件进一步加工　本节应用 AutoCAD2007 在标定点三维坐标基础上进行加工，从而实现计算机三维现场重建以及现场图绘制。如果碰撞情况复杂，可以将测量得到的信息导入 Pc-Crash 等软件进行模拟碰撞分析，以求再现交通事故。

5. 应用拼接方法扩大勘验范围

$$d=\sqrt{(X_1-X_2)^2+(Y_1-Y_2)^2+(Z_1-Z_2)^2}$$

式中：d 为标定点间距，X_1、Y_1、Z_1、X_2、Y_2、Z_2 分别为待测量两点 X、Y、Z 轴的坐标值。

三、快速三维现场图制作的应用举例

（一）基于摄影测量的快速现场图制作的优缺点

在交通事故现场勘验中应用数字摄影测量技术的主要优势概括如下：①快速、便捷的现场勘查；②采集全面完整的信息；③更高的精度，减少人为误差；④完成某些传统方法不能实现的测量任务；⑤可以实现计算机三维现场重建；⑥生成标准且精准的现场图。

应用数字摄影测量手段也存在不足：①应用摄影测量技术，在现场勘验中的操作高效易行，但后期分析和处理过程需要花费较多时间，且需要必要的技术支持；②如果在勘验过程中没能获取清晰的照片，或者照片没能显示出需要标定的部位，那么摄影测量可能会失败。

《道路交通事故痕迹物证勘验》标准（GA41-2005）已经规定可以使用摄影测量技术进行道路交通事故现场勘验，夜间模拟现场试验的准确度和精密度分析，以及实际应用都充分验证了这套方案的可行性，同时表现出此方案的诸多优势。如果能进一步改进方法，比如引入标定点自动识别以及自动出图等技术，可以使数字摄影测量手段更为便捷。

（二）复杂路面的三维现场图绘制

一辆由北向南沿某路行驶的小轿车，冲出公路，掉入路边的水渠中。车头已浸入水中，车尾在水面上。不能应用传统方法进行现场勘验以及现场图绘制。采用数字摄影测量方案来勘验则非常方便。在路基处摆放标尺标志牌，它的作用不仅可以提供标尺距离信息，而且可以标示出路基的准确位置，因为周围特征物体较少，在它周围摆放其他三个辅助标志牌以提供足够多的标定点，从不同角度拍摄 5 张照片，整个操作在 3min 内完成，现场照片见图 4-3-1。随后借助 iWitness 和 AutoCAD 软件分析照片，并进行计算机三维现场重建，以及现场图绘制，计算机三维现场重建的动态观测过程截图如图 4-3-2 所示，绘制出的现场图见图 4-3-3。



图 4-3-1　现场照片

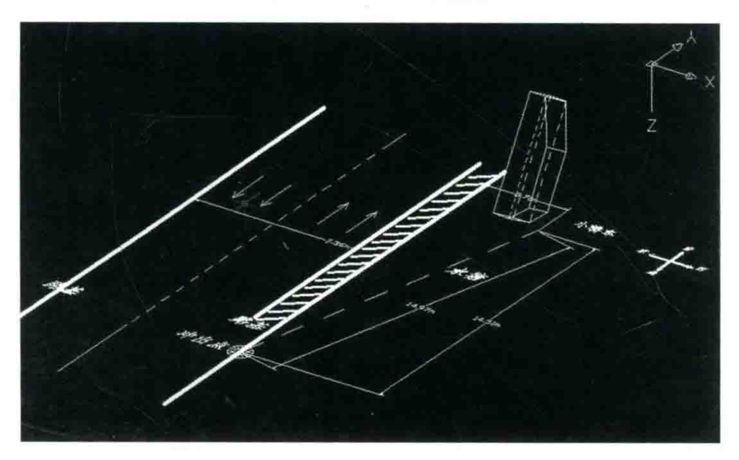


图 4-3-2　计算机三维现场重建的动态观测过程截图(某单车事故)

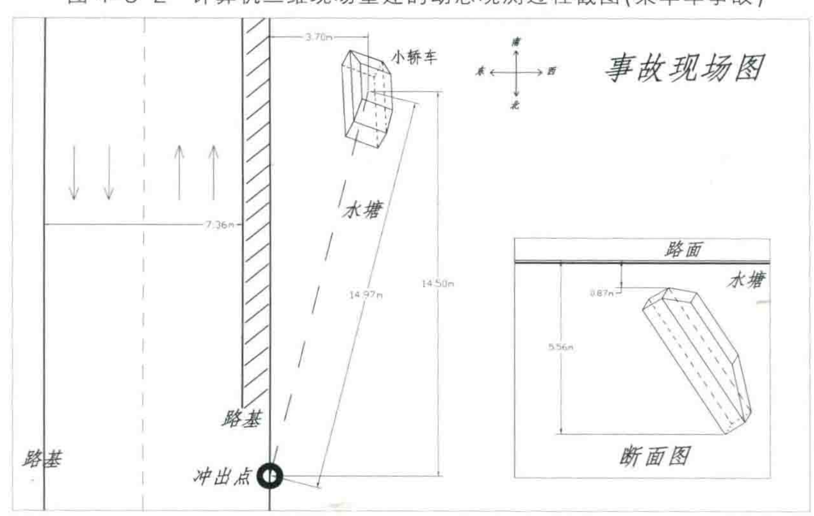


图 4-3-3　计算机绘制的现场图(某单车事故)

现场图左侧为事故现场的俯视图:某路为双向两车道,轿车距西侧路基的水平距离为 3.70m,轿车冲出路基后的前进距离是 14.97m。右下角为断面图:轿车车头扎入水塘,距路平面的垂直距离为 5.56m,车尾距路平面的垂直距离为 0.87m。

(三)夜间事故的三维现场图绘制

某大桥上,由南向北行驶的小轿车追尾于同向行驶的大货车。勘查组勘验时,消防人员正在解救被困轿车内的司机。在大桥东侧路基处摆放两块标尺标志牌,不仅可以提供标尺距离,同时提供路基的准确位置。同时在桥边摆放另外一块辅助标志牌,因周围有较多固定物体,可以提供足够多的标定点,所以不添置其他标志牌。从不同角度拍摄六张照片,此操作在 3min 内完成,现场照片见图 4-3-4。随后借助 iWitness 和 AutoCAD 软件分析照片,并进行计算机三维现场重建,以及现场图绘制。交警绘制的现场图见图 4-3-5,计算机三维现场重建的动态观测过程截图如图 4-3-6 所示,绘制出的现场图见图 4-3-7。



图 4-3-4 现场照片

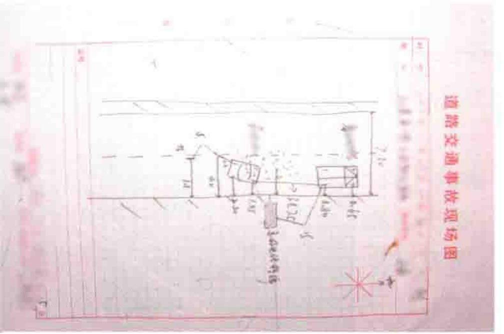


图 4-3-5 交警绘制的现场草图

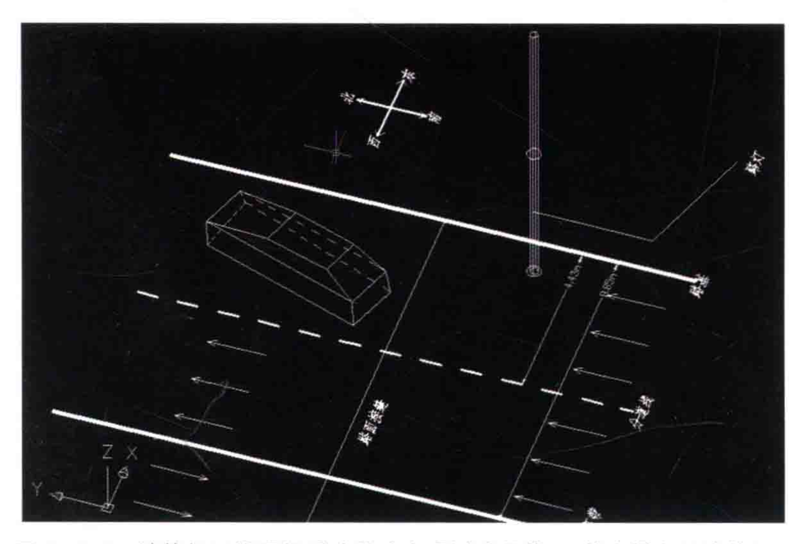


图 4-3-6 计算机三维现场重建的动态观测过程截图(某大桥交通事故)

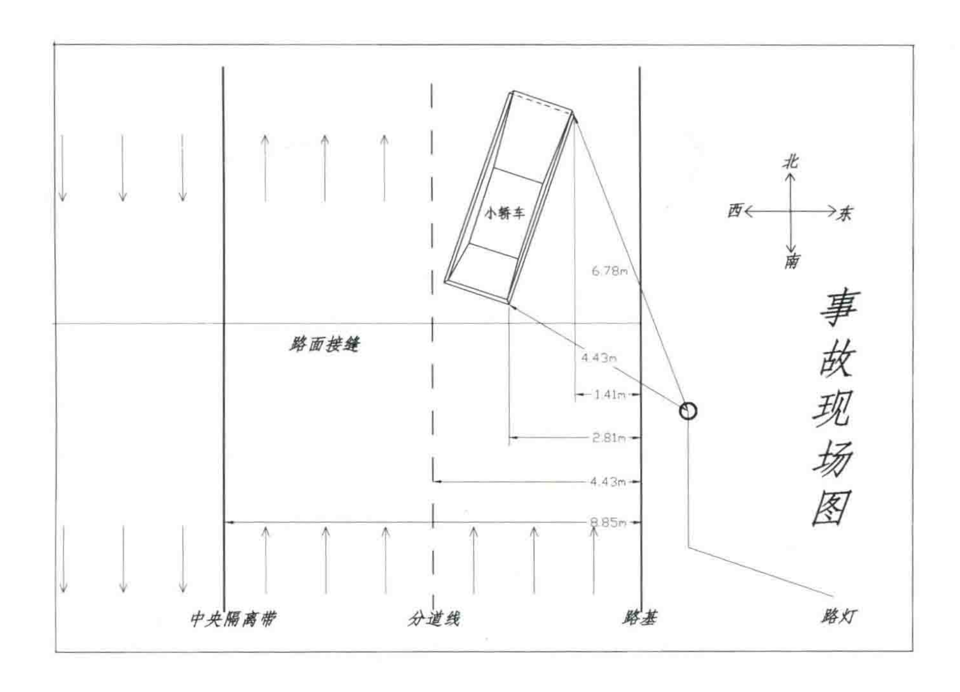


图 4-3-7　使用此方案绘制的现场图(某大桥交通事故)

某大桥为双向四车道,轿车在由南向北的东侧车道追尾于同向行驶的大货车,大货车继续前行约 40m,由于距离远,且大货车的位置非原始位置,所以摄影测量以及现场重建没有将大货车包括在内。

（四）摄影测量效果评价

1. 用于准确度分析的夜间模拟现场试验结果　选择拍摄条件较为苛刻的夜间进行,现场包括小轿车、自行车、小轿车车轮拖印、散落物等(其中自行车、小轿车车轮拖印、散落物等使用标志牌示意),布置 10 个模拟现场,每个现场使用卷尺反复测量,并记录包括标尺距离,以及车身长度、车尾宽度、车轮拖印等其他 7 个距离数据作为实际距离,其中标尺距离将作为已知距离提供给软件。电子闪光灯辅助下对每个模拟现场从不同角度拍摄多张照片(≥4 张),然后经过 iWitness 软件分析处理,得到相关标定点的空间坐标,从而实现测距,10 组共 70 个数据用于准确度分析(待测距离为 1.5~8.9m),用平均相对误差绝对值来考察此方案的准确度,结果见表 4-3-1。



表 4-3-1 夜间模拟现场(10 组)数字摄影测量方案的准确度分析结果

组别	最小测量距离(m)	最大测量距离(m)	组内平均相对误差(%)*
1	1.50	4.25	0.50
2	1.50	4.28	0.64
3	1.50	4.25	0.74
4	1.50	4.52	0.43
5	1.50	5.46	0.53
6	1.50	8.23	0.59
7	1.50	7.03	0.71
8	1.50	5.91	0.49
9	1.50	4.35	0.56
10	1.50	8.88	0.61

* 10 组共 70 个测量值的平均相对误差绝对值为 0.58%。

2. 用于准确度分析的夜间模拟现场试验结果(应用拼接方法) 应用拼接方法来扩大勘验范围，进行两组模拟现场试验。根据拼接方法的要求在现场摆放标志牌，并分别对两区域进行拍摄，选取 8 个测量项目(跨越两区域，7.01~15.53m)，用平均相对误差绝对值来考察此方案的准确度，结果见表 4-3-2。

表4-3-2 夜间模拟现场(2组)数字摄影测量方案(应用拼接方法)的准确度分析结果

测量项目*	实际距离(m)	测量值(m)	相对误差绝对值(%)
A1	7.92	7.89	0.38
A2	9.73	9.69	0.41
A3	10.34	10.31	0.29
A4	7.01	6.99	0.29
A5	9.49	9.47	0.21
A6	12.82	12.80	0.16
A7	12.30	12.27	0.24
A8	10.49	10.47	0.19
B1	10.46	10.54	0.77
B2	12.17	12.24	0.56
B3	13.90	13.96	0.43
B4	10.16	10.24	0.79
B5	11.87	11.96	0.76
B6	15.53	15.60	0.45
B7	13.58	13.65	0.52
B8	11.87	11.94	0.59

* A1~A8、B1~B8分别是两组模拟现场的测量项目。

两组共16个测量值的平均相对误差绝对值为0.44%。

3. 用于精密度分析的夜间模拟现场试验结果　布置一个夜间模拟现场，使用同一方法对这个模拟现场拍摄20组照片，每组4张，并分别进行软件分析，实现对同一项目反复测距，这个待测距离为2.62m。用相对标准差(RSD)来考察此方案的精密度，结果如图4-3-8所示。

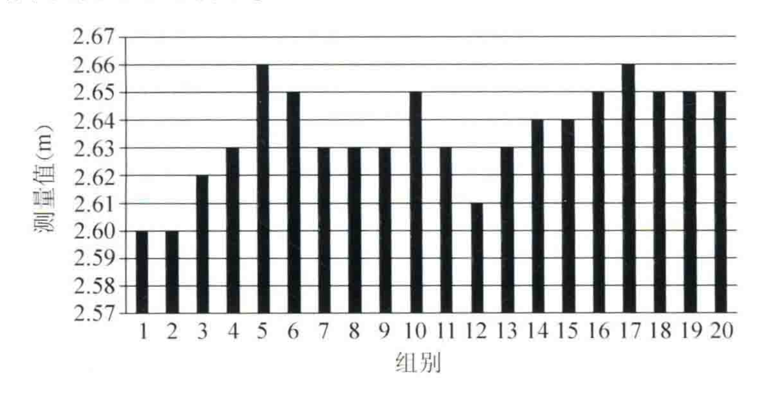
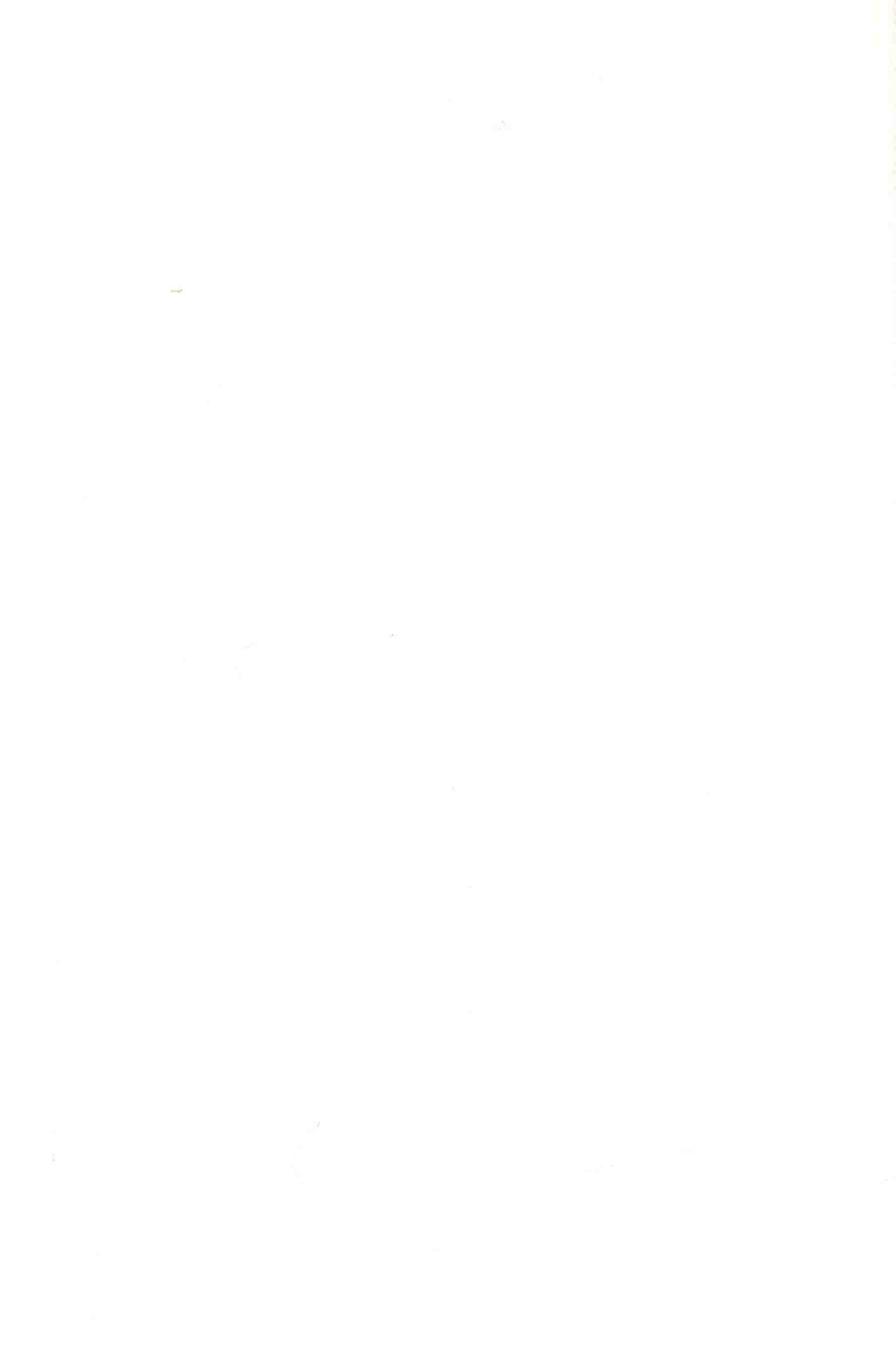


图4-3-8　夜间模拟现场数字摄影测量方案对同一项目反复测量结果

应用SPSS13.0分析上述结果得出：相对标准差(RSD)为0.68%。



第五章
基于推理机原理的法医专家系统构建

第一节　法医计算机专家系统的原理和方法

一、计算机专家系统概述

专家系统是应用于某一专业领域,并拥有该领域大量专业知识及经验,能够模拟人类专家的思维方式,像人类专家一样解决专业问题的人工智能计算机软件系统。专家系统是一个计算机程序,它可以以人类专家的水平完成一些需要专业领域知识才能完成的工作。也就是说,专家系统是一个具有大量专业知识的计算机系统,其采用人工智能技术,根据一个或多个专家的知识和经验,进行推理,模拟专家的决策过程,以便解决那些需要专家才能解决的问题。

专家系统是人工智能研究的主要领域。专家系统被设计得像一个人类专家,通过知识的推理,而不是传统的按照事先编排好程序来解决问题。20 世纪 60 年代,第一个专家系统诞生;在 20 世纪 80 年代专家系统得到了迅猛发展。专家系统是第一种真正成功的人工智能软件形式。

和传统的软件不同,专家系统具有独特的结构。它分为两个部分,一个静态的独立的推理机,以及一个动态的知识库。专家系统的运行,像一个人一样,推理机利用知识库的知识搜寻和产生结果。专家系统也可以狭义地定义为人类专家知识的备份,其能够替代或辅助人类专家完成一些工作,减少人类的劳动量,提高工作效率。总而言之,专家系统内部存储有大量人类专家的知识及经验,利用这些知识及经验,专家系统能解决相关领域的专业问题。

（一）专家系统的结构

1. 典型结构　专家系统的典型结构如图 5-1-1 所示,主要由如下几部分组成:



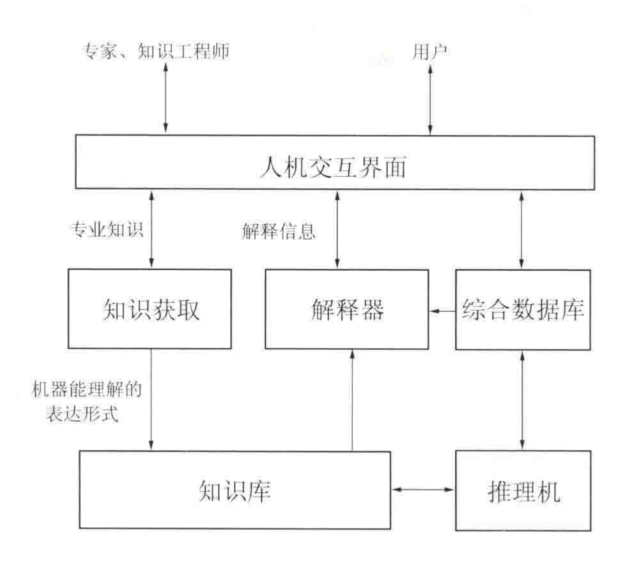


图 5-1-1　专家系统结构图

2. 人机交互界面　又称人机接口，是用户与专家系统进行互动交流的部分，用户通过人机交互界面输入专家系统要求用户输入的数据和信息，系统通过人机交互界面显示结果和信息。用户与系统交流的媒介可以是文字、声音、图像等。友好的人机界面是专家系统成功的必要条件，优秀的界面可以更加准确和快速传递系统想要表达的信息。

3. 知识库　知识库的主要工作是系统地收集、分类和模块化地存储人类的知识，以便计算机能利用这些知识推理和解决问题。知识库里的知识可分为两种：一种是知识本身，是对物质和概念的分析，包括他们之间的联系；另一种则是专家脑中的经验、判断和直觉。知识库与一般计算机数据库看似类似，实际上存在很多不同，包括内容的组织、信息的合并以及规则的执行都有区别。总而言之，知识库所存储的是用作推理和决策的所谓知识，而一般数据库所存储的则是未经加工处理的数据，无法直接被应用。

4. 推理机　推理是指从已知事实出发，利用已经获得的知识信息，寻找出其中所包含的事实性结论，或者归纳出新的结论的过程。推理机则是通过计算机软件实现的，能让计算机系统在借助知识库的情况下完成推理的一系列程序。推理机的工作方式包括正向推理和反向推理。正向推理是从已知条件出发，通过对条件的层层检索，最终取得结论；反向推理则是先假设结论成立，在知识库中查询是否存在能够使结论成立的条件。推理机希望能模拟专家的思维方式来解决问题，知识库的价值也需要通过推理机来实现。

5. 解释器

解释器的功能是向用户解释系统的决策行为的理由,它可以回答用户的提问,对结论和求解过程作出说明。解释器是专家系统和用户沟通的人机交互接口的一部分。

6. 知识获取

知识工程师一般通过专题面谈、记录分析等方式获取知识，经过整理和加工后,输入知识库。知识获取是决定专家系统知识库性能的关键,也是专家系统设计中的瓶颈所在。

7. 综合数据库

综合数据库往往是作为暂存区，用来存储专家系统推理过程中使用到的控制信息、假设、中间结论以及最终结论。

（二）专家系统的特征

1. 专家系统的特点　专家系统是一个基于知识的系统,它利用人类专家提供的专门知识,模拟人类专家的思维过程,解决对人类专家都相当困难的问题。专家系统的特点包括：

(1) 启发性　不同于其他软件系统,专家系统使用专家的知识、经验进行决策,可得出全新的非预设的结论。

(2) 透明性　专家系统拥有向使用者解释系统自身推理过程以及回答使用者问题的能力,使用者能够掌握整个推理过程,从而对专家系统充分信赖。

(3) 灵活性　专家系统的知识可以不断进行增加和修改操作,增加知识,保持更新。

2. 专家系统的优点　专家系统在最近20年得到了迅速发展,其应用领域得到了广泛的扩展,并且具备了很强的解决实际问题的能力,这是由专家系统的良好性能决定的。具体来说,专家系统的优点包括：

(1) 专家系统在解决问题时不会受周围环境影响,也不会出现遗漏。

(2) 专家系统具有很高的效率和准确度,且不会“疲倦”。

(3) 专家系统的使用不受时间和空间的限制。

(4) 专家系统可以总结和精炼各领域的专业知识和经验,并广泛传播这些知识、经验和能力,从而促进各领域的发展。

(5) 专家系统能收集丰富的多领域的专家知识,相比单个人类专家,专家系统拥有更渊博的知识和更丰富的经验。

(6) 专家系统的研制和应用将带来巨大的经济效益和社会效益。

(7) 专家系统的研究能够促进本学科技术的发展。



（三）专家系统的类型

根据工作原理和结构，专家系统可分为基于规则的专家系统、基于框架的专家系统和基于模型的专家系统等。

基于规则的专家系统由产生式系统发展而来。产生式系统的思想比较简单，但是十分有效，它是专家系统的基础。基于规则的专家系统是一套计算机软件，该软件使用包含在知识库内的规则对具体问题进行处理，通过推理机推理出新的信息。基于规则的专家系统能提供一个复杂问题求解的合理模型，经过数十年的发展，它已经被证明是一种有效的技术。

基于框架的专家系统建立在框架理论的基础之上。框架是一种结构化的信息表示法，其由多个描述事物各方面信息及概念的槽组成，每个槽又有多个侧面，每个侧面有多个值。基于框架的专家系统使用了面向对象的设计理念，提高了系统的灵活性和性能，并且提供基于规则的专家系统所缺少的特征，比如继承、多态等，适用于更复杂的系统。

基于模型的专家系统的知识库被看做是由各种定性模型(物理的、感知的、社会的等)组合而成，以这样的观点来看待专家系统的设计，被称为基于模型的专家系统。在这些模型中，神经网络模型被最广泛地应用。

二、法医智能诊断系统的设计

法医学鉴定的过程是典型的专家判别过程，不仅涉及专家的经验和思路，而且需要大量的数据资料、形态学证据以及相关专业知识。例如，当分析一个现场时，不仅会关注死亡原因或致命伤的分布部位、形态等特征性信息，而且还要了解尸体所处的位置、体位，死者的穿着，现场的血迹、毛发，现场遗留物的状态和形状，甚至还要考虑当时的气温、环境等因素，再根据经验和理性思维来作出判断。再如，根据部分人体组织、骨骼等进行性别、年龄推断时，除了需要对于关键部位进行测量以甄别、分析其特征以外，还需综合考虑骨骼长度、骨骺愈合程度、骨质疏松程度，甚至还要了解皮肤的弹性、毛发的分布等。对于同一种样品，往往可能会出现不同的认识或判断，有时甚至结论截然不同。这与专家的经验、观察力和理性思维能力有关，更重要的是与专家的知识面或称为知识库有关。然而，受个人学习能力、记忆力以及涉猎知识范围的限制，不同专家的知识库必然存在差异，而这些差异则会在不同程度上影响专家对某一专题判断的准确程度。在此基础上可以设想，利用计算机强大的存储能力来存储知识库，利用其严密的逻辑分析能力模拟专家进行分析判断，可能实现通过复杂的运算过程模拟法医学专家的推理判断过程。不仅如此，在开发的框架下，可以根据具体情况不断对知识库的知识进行添加和完善，专家对系统的评价完善推理规则和原则，则可使系统仿真性不断得以提高，所作出的判断更加准确、合理。

法医学知识库是专家系统的核心。一般情况下，知识的质量和数量决定了一个

专家系统的性能,即是否能准确地解决问题。因此,一个成熟的专家系统往往拥有一个庞大而完整的知识库,其中存储着一个或多个领域的专业知识。这里面要包含各种测量数据的正常值区间、测量公式等计量资料,还要包括诸如程度、大小、性状之类的定性或半定性资料。总之,要尽可能全面地包含判断所需的各种相关知识。

控制专家系统使用这些知识的,则是另一些被转化为推理规则的相关理论,不同的知识层次和数据来源可能从不同侧面、不同角度得出推论。这些推论大部分会指向某一个或数个相互关联的判断,当然可能也会有一些推论会出现不一致甚至是有些矛盾的结果,这也需要专家系统设置推理规则根据优势证据原则加以甄别、判断。因此,将知识与推理规则分开是法医学专家系统的基本设计思想。

法医专家系统的工作流程可以概括为:在形成了知识库之后,用户通过现场调查、勘查和尸体解剖等,向系统输入一些已知的事实数据,专家系统在推理规则的控制之下,使用知识库中的知识分析和解决问题,并得出接近专家水平的结论。专家系统的工作过程可以看做是一种逻辑推理过程,因此专家系统看上去像是能够理解自己行为的目的,并且知道采取这些推理步骤的理由,所以专家系统应接近于较高的智能水平。

综上所述,专家系统设计的两大关键部分是知识库的创建和推理机制和控制策略的设计。创建知识库涉及的关键技术包括知识的获取与知识的表示;设计推理机制与控制策略涉及的关键技术包括基于知识和规则的推理,以及对推理的解释。

第二节　专家系统设计的关键策略

一、知识库的设计

(一)知识库的构成

专家系统的知识库一般需要包括事实库、规则库和基本信息库三部分。

1. 事实库　是用来存储用户对领域知识或客观事实的描述词汇,这些领域知识描述词汇用来构建系统的规则条件和规则结论,为用户提供描述诊断前提条件的词汇,并且供推理机用于和规则知识库中的规则条件进行匹配,以求得诊断结论。

2. 规则库　存储专家系统进行诊断操作时所依据的根据和理由,本系统的这些判断或诊断根据和理由采用 XML 面向对象知识表示模型来表示。

3. 基本信息库　存放除事实知识和规则知识之外的数据信息,例如检查项目信息,用户录入规则时需使用的标准符号,人机交互界面的辅助信息,系统有关的说明信息以及历史诊断信息等。



（二）知识的分类

知识的类型可以从不同的角度划分，按性质来分，可分为概念、命题、规则和方法等。按确定程度来分，可分为确定性知识与不确定性知识。按作用来分，可分为事实性、过程性和控制性知识。

确定性知识指的是可确定其值为真或假的知识。确定性知识可以用逻辑命题来描述。不确定性知识指的是无法用真假来表示的知识。事实性知识指的是描述问题或事物的概念、状态、条件等情况的知识。事实性知识反映的是静态特征，一般直接表述。过程性知识指的是规则、定理、经验等。过程性知识表示方法有产生式规则等。控制性知识指的是如何使用已知事实求解问题的知识，也称为关于知识的知识。推理策略、搜索策略等属于控制性知识。

（三）知识的表示

知识的表示就是将人类专家的知识形式化，使之成为计算机能够识别和处理的格式。专家系统的性能主要取决于系统中知识的量及利用度。系统中可利用的知识越多，其智能性就可能越高。

从知识工程的角度出发，知识的表示可分为：说明性表示和过程性表示错误、未找到引用源。说明性知识表示一般用来表示静态知识，如个体、事实、事件及其状态和相互关系等，相关控制知识一般存于控制系统中。

1. 产生式表示法　产生式的概念最早由美国数学家E. L. Post提出，它根据串替代规则提出了一种称为Post机的计算模型，模型中的每一条规则被称为一个产生式。产生式又称为产生式规则，该概念几经修改，后来被应用于多个领域，如形式文法规则也被称为产生式规则。

利用产生式来表示知识的方法称为产生式知识表示法，目前该方法在人工智能领域被广泛引用，是一种相对成熟的方法。

产生式通常用于表示具有因果关系的知识，其一般形式为：

前件 → 后件

其中，前件为条件，后件为结论或动作。

前件和后件都可以是由逻辑运算符AND、OR、NOT组成的表达式。产生式规则的语义是：如果前提满足，则可得结论或者执行相应的动作，即后件由前件来触发。所以，前件是规则的执行条件，后件是规则体。例如：

IF 姓名在数据库中 AND 密码正确 THEN 验证通过

就是一个产生式。

产生式用 BNF 范式严格描述为如下形式：

<产生式>::=<前件>→<后件>

<前件>::=<简单条件>|<复合条件>

<后件>::=<事实>|<操作>

<复合条件>::=<简单条件> AND <简单条件>[(AND<简单条件>)…]

|<简单条件> OR <简单条件>[(OR <简单条件>)…]

<操作>::=<操作名>[(<变元>,…)]

2. 框架表示法　1974年美国著名学者Minsky提出了框架理论。人们试图用以往的经验来分析解释当前所遇到的情况,但无法把过去的经验一一都存在脑子里,而只能以一个通用的结构存储以往的经验。这样的结构称为框架。框架通常由描述事物的各个方面的槽组成,每个槽拥有若干侧面,每个侧面拥有若干值。知识的框架表示法正是以框架理论为基础发展起来的一种结构化的知识表示法。目前,它已成为一种被广泛使用的知识表示方法。

框架的基本结构如下:

<框架名>

<槽名 1>:<槽值 1> <侧面名 11> 值 111,值 112,...

<侧面名 12> 值 121,值 122,...

...

<槽名 2>:<槽值 2> <侧面名 21> 值 211,值 212,...

<侧面名 22> 值 221,值 222,...

...

<槽名 n>:<槽值 n> <侧面名 n1> 值 n11,值 n12,...

<侧面名 n2> 值 n21,值 n22,...

...

<约束>: <约束条件 1>

<约束条件 2>

...

<约束条件 k>

框架的 BNF 描述如下:

<框架>::=<框架头><槽部分>[<约束部分>]

<框架头>::=<框架名><框架名的值>

<槽部分>::=<槽>,[<槽>]

<约束部分>::=<约束><约束条件>,[<约束条件>]

<框架名的值>::=<符号名>|<符号名>(<参数>,[<参数>])

<槽>::=<槽名><槽值>|<侧面部分>

<槽名>::=<系统预定义槽名>|<用户自定义槽名>

<槽值>::=<静态描述>|<过程>|<谓词>|<框架名的值>|<空>

<侧面部分>::=<侧面>,[<侧面>]

<侧面>::=<侧面名><侧面值>



<侧面名>::=<系统预定义侧面名>|<用户自定义侧面名>

<侧面值>::=<静态描述>|<过程>|<谓词>|<框架名的值>|<空>

<静态描述>::=<数值>|<字符串>|<布尔值>|<其他值>

<过程>::=<动作>|<动作>,[<动作>]

<参数>::=<符号名>

3. 面向对象的知识表示法　面向对象是20世纪90年代软件的核心技术之一，并已在计算机学科的众多领域中得到了成功应用。目前，面向对象技术已经取得了长足的进步，其研究已经涉足于计算机软、硬件的多个领域，如面向对象程序设计方法学、面向对象数据库、面向对象操作系统、面向对象软件开发环境、面向对象硬件支持等。在人工智能领域，人们已经把面向对象的思想、方法用于智能系统的设计与开发，并在知识表示、知识库组成与管理、专家系统设计等方面取得了较大进展。

对象、类、消息、封装、继承是面向对象技术中的基本概念。对象是面向对象程序设计的核心概念，它是由一组数据和该组数据相关的操作构成的实体。类似一种对象类型，它描述属于该类型对象的共同特性，这种特性包括操作特性和存储特性。每一个对象都属于某一个类，每个对象都可由相关的类生成，类生成的过程就是实例化。一个类拥有另一个类的全部变量和操作，这种拥有就是继承，继承是面向对象表示法的主要推理形式。消息是对象之间相互请求或相互协作的途径，是要求某个对象执行其中某个功能的说明。

面向对象技术的主要特征包括：

(1) 封装性　封装是一种将抽象性函式接口的实作细节部分包装、隐藏起来的方法。适当的封装可以将物件使用接口的程式实作部分隐藏起来，不让使用者看到，同时确保使用者无法任意更改物件内部的重要资料。它可以让程式码更容易理解与维护，也加强了程式码的安全性。

(2) 继承性　继承可以使得子类别具有父类别的各种属性和方法，而不需要再次编写相同的代码。在某种情况下，子类比父类要更加具体化，子类会继承父类的属性和行为，并且也可包含它们自己的新的属性和行为。

(3) 多态性　多态性是指由继承而产生的相关的不同的类，其对象对同一消息会作出不同的响应。利用多态性用户可通过发送一个通用的信息，即可调用不同的方法，即将实现细节都留给接受消息的对象自行决定。多态性的实现受到继承性的支持，利用类继承的层次关系，把具有通用功能的协议存放在类层次中尽可能高的地方，而将实现这一功能的不同方法置于较低层次。这样，在这些低层次上生成的对象就能给通用消息以不同的响应。

在面向对象的知识存储结构中，将求解问题过程中涉及的概念、实体等作为对象，并以框架形式表示，即每一个框架是一个对象。各对象通过彼此之间的父类、子类以及实例的关系构成一个多层次的网络。每个对象的属性、方法以及操作时的规则，都封装在对象的框架中。对象中涉及的方法可以是推理规则，也可以是其他与

求解有关的功能，如数据库访问功能、神经网络访问功能或者用户自定义的求解过程等。对象之间相互联系的唯一方式是消息传递，整个求解过程就是消息在各对象之间传递的过程。由于对象的封装性，各种类型的求解操作不会互相干扰。

面向对象的知识表示法，其形式化定义用 BNF 表示如下：

<框架>::=unit:<框架名>in<知识库名>

{superclass:<超类框架名>{,<超类框架名>};}

{subclass:<子类框架名>{,<子类框架名>};}

{member:<成员框架名>{,<成员框架名>};}

{memberof:<类框架名>{,<类框架名>};}

END unit;

<槽>::=membersolt|ownslot:<槽名>from<框架名>;valueclass:<槽值类型>;

inheritance:<继承属性>; {<自定义侧面>:<侧面值>;} value:<槽值>;

END solt;

<槽值类型>::=inter|real|string|struct|rules|METHODS|<框架名>

<继承属性>::=override|union||METHOD

<框架名>::=<字符>{<字符>|<数字>}

<槽名>::=<字符>{<字符>|<字符>}

<自定义侧面>::=<字符>{<字符>|<数字>}

<槽值>::=<字符串>|<数值>

<字符串>::=<字符>{<字符>|<数字>}

<数字>::=0|…|9

<字符>::=A|…|Z|a|…|z

4. 基于 XML 的面向对象知识表示　面向对象的知识表示方法之所以被广泛使用，是因为它更符合人类的思维方式。目前较流行的面向对象知识表示方法是将面向对象思想和框架表示法相结合，将框架嵌入类中。但是由于框架表示法的局限性，存在不够灵活的缺点，使得框架难以组织与管理，从而限制了面向对象技术的作用。而 XML 技术则正好弥补了这一缺陷。

基于 XML 的知识表示法中，采用 XML 作为知识的表示及存储结构。XML 是通用标记语言标准 SGML 的一个子集，是一种元语言。XML 中包括自我解释性的标识文本，无需复杂的解释工具，XML 就能够将相同的意义传递给众多不同的应用程序。换言之，XML 是一种任何程序都能读写的计算机语言中的世界语。正是由于这种特性，所以基于 XML 的知识表示法具有很强的表达能力，而且便于管理和维护。从数据描述语言的角度看，XML 是灵活的、可扩展的，有良好的结构和约束；从数据处理的角度看，它足够简单且易于阅读，同时易于被应用程序处理。

将 XML 与面向对象思想相结合，将面向对象中类的属性、方法和继承等用

XML模式定义下来,就产生了基于XML的面向对象知识表示法。基于XML的面向对象知识表示法具有XML的结构灵活、数据交换容易和扩充方便的优点,又具备面向对象技术的封装性、继承性等优点,无疑是智能专家系统中一种高效的知识表示法。

二、推理机的设计

推理机是一个试图从知识库中获取答案的计算机程序。在专家系统中,推理机可以被看做“大脑”,其以知识库信息为依据,以获取新的结论为最终目的进行推理工作。推理机的主要任务一个是检查现有的条件和规则,以及添加新的条件;另一个是利用知识库中的知识,决定推理的路径,进行逻辑推理,并最终得出问题的结论。

(一)推理机的设计理论

1. 专家系统的推理方法　人工智能利用计算机模拟人的智能,通过能在计算机上实现的技术和方法模拟人的思维规律和过程。确定知识表达方法后,把知识表示出来并存储到计算机中,然后利用知识进行推理以求得问题的解。

推理是人类求解问题的主要思维方法。推理就是按照某种策略从已有事实和知识推出结论的过程。推理由程序实现时称为推理机。人类的智能活动表现为多种思维方式,作为对人类智能的模拟,人工智能相应地也有多种推理方式。推理存在多种分类方式,从推理的途径来分,可分类为演绎推理、归纳推理和默认推理。

(1)演绎推理　从全称判断推出特称判断或单称判断的过程,即从一般到个别的推理。最常用的形式是三段论法。例如:①所有的医师都在医院里;②小李是医师;③所以,小李在医院里。

(2)归纳推理　从足够多事例中归纳出一般性结论的推理过程,是从个别到一般的推理过程。

(3)默认推理　默认推理又称缺省推理,它是在知识不完全的情况下假设某些条件已经具备所进行的推理。

按推理时所用的知识的确定性来分,推理可分为确定性推理与不确定推理。如果在推理中所用的知识都是精确的,即可以把知识表示成必然的因果关系,然后进行逻辑推理,推理的结论或者为真,或者为假,这种推理就称为确定性推理。归结反演、基于规则的演绎系统等都是确定性推理。

在人类知识中,有相当一部分属于人们的主观判断,是不精确的和含糊的。由这些知识归纳出来的推理规则往往是不确定的。基于这种不确定的推理规则进行推理,形成的结论也是不确定的,这种推理称为不确定推理。

在专家系统中主要使用的是不确定推理。

按推理过程中推出的结论是否单调增加，或者说推出的结论是否越来越接近最终目标来划分，推理又可分为单调推理与非单调推理。

所谓单调推理是指在推理过程中随着推理的向前推进及新知识的加入，推出的结论呈单调增加的趋势，并且越来越接近最终目标。一个演绎推理的逻辑系统有一个无矛盾的公理系统，新加入的结论必须与公理系统兼容。因此，新的结论与已有的知识不发生矛盾，结论总是越来越多，所以演绎推理是单调推理。

所谓非单调推理是指在推理过程中随着推理的向前推进及新知识的加入，不仅没有加强已推出的结论，反而要否定它，使得推理退回到前面的某一步，重新开始。一般非单调推理是在知识不完全的情况下进行的，由于知识不完全，为使推理进行下去，就要先作某些假设，并在此假设的基础上进行推理。当以后由于新知识的加入发现原先的假设不正确时就需要推翻该假设以及由此假设为基础的一切结论，再用新知识重新进行推理。

人类的推理过程往往是在信息不完全或者情况不断变化的情况下进行的，所以推理过程往往是非单调的。

2. 推理的控制策略　指的是系统解决问题时推理方向的选择、所用的搜索策略和冲突解决策略，推理的控制策略与知识的表示方法有关。

推理方向用于确定推理的驱动方式。根据推理方向的不同，可将推理分为正向推理、反向推理和双向推理。无论按哪种方式进行推理，一般都要求系统具有一个存放知识的知识库、一个存放初始事实和中间结果的数据库和一个用于推理的推理机。

推理时要反复用到知识库中的规则，而知识库中的规则又很多，这样就存在着如何在知识库中寻找可用规则的问题，即如何确定推理路线，使其付出的代价尽可能的少，而问题又能得到较好的解决。为了有效地控制规则的选取，可以采用各种搜索策略。常用的搜索策略有状态空间搜索(宽度优先搜索、深度优先搜索、有界深度优先搜索等)和启发式搜索等。

(1) 正向推理　是由已知事实出发向结论方向的推理，所以也被称为事实驱动推理。正向推理的基本思想是：系统根据用户提供的初始事实，在知识库中搜索能与之匹配的规则即当前可用的规则，构成可适用的规则集，然后按某种冲突解决策略从规则集中选择一条知识进行推理，并将推出的结论作为中间结果加入到数据库中，成为下一步推理的事实。之后，再在知识库中选择可适用的知识进行推理。如此重复进行这一过程，直到得出最终结论或者知识库中没有可适用的知识为止。

正向推理简单、易实现，但目的性不强，效率低，需要用启发性知识解除冲突并控制中间结果的选取，其中包括必要的回溯。另外。由于不能反推，因此系统的解释功能受到了影响。

(2) 反向推理　是以某个假设目标作为出发点的一种推理，又称为目标驱动

推理或逆向推理。反向推理的基本思想是：首先提出一个假设目标，然后由此出发，进一步寻找支持该假设的证据，若所需的证据都能找到，则该假设成立，推理成功；若无法找到支持该假设的所有证据，则说明此假设不成立，需要另作新的假设。

与正向推理相比，反向推理的主要优点是不必使用与目标无关的知识，目的性强，同时它还有利于向用户提供解释。反向推理的缺点是在选择初始目标时具有很大的盲目性，若假设不正确，就有可能需要多次提出假设，影响了系统的效率。反向推理比较适合结论单一或直接提出结论要求证实的系统。

(3) 双向推理　正向推理和反向推理都有其不足之处。正向推理存在效率低的问题，推理过程中会得出大量与要解决的问题无关的目标；反向推理在选择初始假设时也存在盲目性的问题，这同样也会影响系统的效率。为了解决这些问题，在制定推理策略时，往往将正向推理和反向推理结合起来，发挥它们的优势，回避缺陷，这种将两种推理混合起来的推理方法称为双向推理。

双向推理的一般过程是：先根据初始事实进行正向推理以帮助提出假设，再用反向推理进一步寻找支持假设的证据。反复这个过程，直到得出结论为止。双向推理集中了正向推理和反向推理的优点，但其控制策略相对复杂。

(4) 冲突解决策略　在推理过程中，系统要不断地用数据库中的事实与知识库中的规则进行匹配，当有一个以上规则的条件部分和当前数据库相匹配时，就需要有一种策略来决定首先使用哪一条规则，这就是冲突解决策略。冲突解决策略实际上就是确定规则的启用顺序。常用的冲突解决策略包括：

1) 专一性排序：如果某一规则的条件部分规定的情况比另一规则的条件部分所规定的情况更具体，则这条规则具有较高的优先级。例如，有如下规则。

规则 1：IF A AND B AND C THEN E；

规则 2：IF A AND B AND C AND D THEN E

数据库中 A，B，C，D 均为真，这时规则 1 和规则 2 都与数据库相匹配，但因为规则 2 的条件部分包括了更多的限制，所以具有较高的优先级。本策略是优先使用针对性较强的产生式规则。

2) 数据排序：数据排序就是把规则条件部分的所有条件按优先级次序编排起来，当发生冲突时，首先使用在条件部分包含较高优先级数据的规则。

3) 规则排序：如果规则编排顺序就表示了启用的优先级，则称为规则排序。

4) 上下文限制：上下文限制就是把产生式规则按它们所描述的上下文分组，在某种上下文条件下，只能从与其相对应的那组规则中选择可应用的规则。这样，不仅可以减少冲突，而且由于搜索范围小，也提高了推理的效率。

5) 就近排序：就近排序就是把最近使用的规则放在最优先的位置。如果某一规则经常使用，则倾向于更多地使用这条规则。

6) 按条件个数排序：如果有多条产生式规则生成的结论相同，则要求条件少

的产生式规则被优先应用,因为要求条件少的规则匹配时花费的时间较少。

7）按匹配度排序:在不精确匹配中,为了确定两个知识模式是否可以进行匹配,需要计算这两个模式的相似程度,当其相似度达到某个预先规定的值时,就认为它们是可匹配的。相似度又称为匹配度,它除了可用来确定两个知识模式是否可匹配外,还可用于冲突解除。若有几条规则均可匹配成功,则可根据它们的匹配度来决定哪一个产生式规则可优先被应用。不同的系统,可使用上述这些策略的不同组合,目的是尽量减少冲突的发生,使推理有较快的速度和较高的效率。如何选择冲突解决策略完全是由启发性知识决定的。

第三节　基于骨骼的法医学个人识别

个人识别也称个人的同一认定,即根据人体生理、病理、个人特征进行人身同一认定。法医学的个人识别是运用医学的原理和方法认定尸体、尸骨、碎尸块或分泌物、排泄物是否某人或属于某人,从而为辨认死者提供科学依据。其主要内容有检验个人特征,推断性别、年龄、身长、职业范围,以及通过颅像重合、恢复面容等进行个人身份认定。法医学的个人识别对于侦破凶杀案、碎尸案有着十分重要的作用。

一、性别鉴定

对一个完整的、发育正常的人体可依据生殖器官、胡须、喉结、乳房、阴毛等确定其性别,若尸体已破坏或高度腐败,也可根据不易腐败的男性前列腺或女性子宫以确定其性别。但是,在法医实践中有时会遇到碎尸、全身白骨化、性器官已不存在或已腐败不能辨认性别的案例。为了侦破碎尸、白骨化等案件,必须根据获取的检材,如骨骼、毛发、牙齿等,提供鉴别性别的线索。

（一）骨盆

骨盆(包括髂骨、骶骨和尾骨)在性别鉴定中的重要性占第一位。骨盆的性别特征在青春期以后日趋明显(14~20岁)。在这以前,骨骼的性别鉴别较困难,此时,两性的差别主要反映在骨骼的尺寸大小上。据统计,性成熟后,女性坐骨—耻骨指数要比男性高15%。同时,坐骨大切迹性别差异亦较明显。据有些文献报道,单独根据坐骨大切迹可确定性别75%以上。有些学者提出,坐骨大切迹还可以作为成熟胎儿的性别鉴定依据。

成年人的骨盆性别差异如下：成人骨盆的性别差异十分明显，男性骨盆高而窄,骨面粗糙,盆腔各径小于女性,坐骨切迹窄而深,耻骨联合高,耻骨下角小,髂骨很少见到耳前沟;女性骨盆低而宽阔,骨质纤细光滑,髂翼向外张开,盆腔各径线量

度大于男性，坐骨大切迹浅而宽，耻骨联合低，耳前沟经常出现，耻骨下角大于90°。详细区别见表5-3-1。

表5-3-1　男女骨盆形态上的区别

部位	男性	女性
整个骨盆	高而狭窄，骨质重，骨面粗糙，髂翼较厚	低而宽阔，骨质轻而细致光滑，髂翼薄而透光
骨盆上口	纵径大于横径，呈心形	横径大于纵径，呈横椭圆形
骨盆腔	高而窄，上大下略小，呈漏斗形	短而宽，呈圆柱形
骨盆下口	狭小	宽阔
骨	狭而长的三角形，弯曲度较大	短而宽，弯曲度较小(上直下弯)
骶骨底部	第一骶椎上关节面大，约占底部2/5	第一骶椎上关节面略小，约占底部的1/3
骶骨岬	显著	不显著
耳状面	大而直，耳状面涉及三个骶椎	小而倾斜，通常有两个骶椎或两个半骶椎参加，组成耳状面
耳前沟	很少见	常见而且明显
髂翼	较直而高	低而向外张开
坐骨大切迹	窄而深	浅而宽
髋臼	大，向外侧	小，向前外侧
耻骨联合	高	低
耻骨弓角	70°~75°，呈V形，似中指与示指形成的角	90°~100°，呈U形，似示指与拇指所形成的角
耻骨上下支结合部骨面	呈三角形	近似方形
耻骨结节	结节间距较近而钝	较远而锐
坐骨耻骨支	稍外翻	甚外翻
闭孔	大而呈卵圆形，内角较钝，100°~110°	小而呈三角形，内角锐，约70°
坐骨大结节	不外翻	外翻

（二）颅骨

1. 外形差别判断　颅骨在性别鉴定中的重要性仅次于骨盆。特别在青春期后，除少数居于男女两者之间，一般颅骨的性别特征差异较为明显。男性颅骨大而粗涩，眉弓发达，额鼻关节低凹，前额较倾斜，颧骨较突出，乳突发达，眶深，颅底长；而女性颅骨相对较小而光滑，眉弓不发达，额结节明显，颧骨不突出，乳突较小，眶浅，颅底较短，呈儿童型。颅骨的性别差异见表5-3-2。

表 5-3-2　男、女颅骨的性别差异

部位	男性	女性
颅容积	约 1450ml	约 1300ml
结构	凹凸不平，肌线明显	较光滑，肌线不发达
乳突	发达，乳突上嵴明显，乳突尖可作支点，较稳固。乳突后缘较长，围径大	不发达，乳突上嵴不明显，颅骨放在平面上仅齿槽突和枕骨为支点，不稳定。乳突后缘短，围径小
枕部	肌线及枕外隆凸明显	肌线不明显，枕外隆凸不发达
额骨	额鳞斜度较大，表面不圆	额鳞斜度小，较圆而丰满
额结节	小而不明显	大而明显
顶结节	较小	较大
眉间凸度	大，突出于鼻根上	小，较平直
鼻根点凹陷	较深	较浅
眉弓	中等到特别明显	微显到中等
眼眶	呈类方形，较低，相对较小，眶上缘钝	类圆形，较高，较大，眶上缘锐
齿槽弓	较大，近 U 形	较小而尖，呈抛物线形
牙	下颌第一磨牙一般有五个牙尖	下颌第一磨牙一般为四个牙尖
枕骨髁	大	小
枕骨大孔	大	小
下颌关节	大	较小
梨状孔形状	高而窄	低而圆
面部	长	短
面颊骨	较深，外侧多突出	浅，较紧凑
颅壁	厚而重	薄而轻
颧骨	较高而粗壮，颧弓较粗	较低而薄弱，颧弓较细

2. 颅骨性别差异的判别分析　山东地区男性 51 具尸体，用判别分析法研究了颅骨的性别差异。其观测指标有五项：颅长(X_1)、颅宽(X_2)，颅高(X_3)、耳上颅高(X_4)及颅容积(X_5)。得出准确度在 85%以上的判别式 13 个(表 5-3-3)：



表 5-3-3　51 具男性尸骨的判别式

判别式	临界值	准确度(%)
$Z=X_4-0.154\ 36X_5$	−101.54	94.29
$Z=X_3-0.239\ 46X_5$	−201.95	92.86
$Z=X_1-0.229\ 93X_5$	499.41	92.86
$Z=X_1X_4+3421.373\ 18X_5$	4 849 069.03	92.86
$Z=X_1X_2X_3-18161.751\ 63X_5$	−22 335 647.63	92.86
$Z=X_2-1.084\ 63X_5$	−1392.23	92.86
$Z=X_1+2.349\ 18X_4+0.370\ 84X_5$	425.19	92.86
$Z=X_1+0.872\ 09X_4$	276.41	88.57
$Z=X_1+0.885\ 52X_2+0.343\ 46X_5$	343.72	88.57
$Z=X_1+0.510\ 14X_5$	244.38	87.14
$Z=X_1+0.905\ 65X_2$	299.84	85.72
$Z=X_1X_2X_4-6531.302X_4$	2 524 519.36	85.72
$Z=X_1+0.827\ 51X_2+0.431\ 77X_4$	339.25	85.72

由判别式所得结果如大于临界值或小于负临界值可判定为男性上述观测指标的性别差越大，准确度越高。如 X_5的性别差达 258ml，约为男性均值的 1/6，而其他指标的性别差不过是其均值的 1/25~1/15，表明颅容积这一指标是最好的判别性别因素，其他依次为 X_1，X_2，X_3和 X_4。

应用多元逐步回归和多元逐步判别分析的方法，用多元逐步判别分析方法从上述 41 项指标中获得了含有 14 个指标和 5 个指标的判别方程，对全颅指标进行了性别差异的研究，获得了一系列判别方程，使用颅骨推定性别的准确性有所提高。

(1) 14 项指标判别方程

$$Z=-26.704-1.220X_9+0.728X_{15}-0.427X_{17}+0.048X_{20}+0.523X_{31}+2.339X_{22}+1.387X_{23}-1.450X_{24}+0.893X_{25}+1.360X_{28}+2.532X_{30}-2.097X_{32}+0.187X_{40}+0.246X_{41}$$

判别值：$Z=0$，判别率 100%。

(2) 五项指标判别方程

$$Z=-21.576-0.343X_{17}+1.070X_{21}+1.627X_{22}+2.532X_{30}+0.258X_{41}$$

判别值：$Z=0$，判别率：96.67%。

如 Z 值$>Z_0$，则为男性，否则为女性。

(3) 应用举例　某公安局送来一具无名尸颅骨，要求性别鉴定。颅骨的测量结果如下：

X_9(枕骨大孔宽):2.50;X_{15}(额骨弧):11.50;X_{17}(枕骨弧):11.45;X_{20}(上面高):6.40;X_{21}(颧宽):11.00;X_{22}(鼻高):4.80;X_{23}(鼻宽):2.25;X_{24}(上牙槽弓长):4.70;X_{25}(上牙槽弓宽):5.90;X_{28}(腭深):1.10;X_{30}(鼻梁至眶间宽矢高):0.80;X_{32}(鼻骨最小高):0.20;X_{40}(眉弓凸度):0;X_{41}(枕外隆凸):0。

将上述结果分别代入判别方程:

14 个变量方程:$Z=-26.704-1.220\times2.50+0.728\times11.50-0.427\times11.45+0.048\times6.40+0.523\times11.00+2.339\times4.80+1.387\times2.25-1.450\times4.70+0.893\times5.90+1.360\times1.10+2.532\times0.80-2.097\times0.20\times0.187\times0+0.246\times0=-4.307$

$Z=-4.307<Z_0=0$,推定为女性颅骨。

五个变量方程 $Z=-21.567-0.343\times11.45+1.070\times11.00+1.627\times4.80+2.532\times0.80+0.253\times0=-3.898$.

$Z=-3,898<Z_0$,推定为女性颅骨。破案后证实,该无名尸为女性。

(三)下颌骨

下颌骨的性别特征亦较明显,单个下颌骨作性别判断时,其准确率可达 70%。14 岁以下的下颌骨作性别判定比较困难。下颌骨判定性别,主要是根据骨骼粗壮程度和轻重,颏部发达与否,以及下颌角倾斜度等。现将下颌骨的性别差异列于表 5-3-4。

表 5-3-4　下颌骨的性别差异

部位	男性	女性
整体	粗大,较厚而重	较小而弱,骨质较轻
下颌体	较高,平均高度为 29.1mm,下颌联合处尤为明显	较低,平均高度为 26.3mm
颏部	颏结节发达,近于方形,骨质厚	较小,圆而尖,骨质较男性为薄
下颌角区	较粗糙,往外翻	粗糙程度较轻,外翻不明显
下颌角	较小,<120°	较大,>125°
下颌支	较宽,最大宽度约42.4mm	较窄,最大宽度约39.1mm
颏孔	颏孔距正中矢状面约26.8mm,颏孔约4.78mm×3.45mm,略大于女性	颏孔距正中矢状面约25.9mm,颏孔约4.58mm×3.26mm
下颌小头	肥大,壮实	较为弱小

(四)胸骨

一般认为。男性的胸骨体部长比胸骨柄部长大2倍多,女性的不到2倍。据统计,

柄与体之比男性为1:2.04~1:2.64，女性为1:1.4~1:1.94。但此标准并不绝对，常有一些标本被误判。判别函数的应用，使根据胸骨判定性别的判别率大大提高，结果也更可靠。经对长春地区现代人胸骨共85副（男52，女33），测量如下：

全长（X_1）：颈静脉切迹最下凹点到胸骨体下缘最低点的直线距离。

柄长（X_2）胸骨柄上缘中点到胸骨柄前下缘中点的直线距离。

体长（X_3）：胸骨体前面上下缘中点之间的直线距离。

柄宽（X_4）胸骨柄两侧缘最外突点间的距离，应与胸骨柄长相垂直。

体宽（X_5）胸骨体两侧缘最外突点间的投影距离应与胸骨体长轴相垂直。

柄最大厚（X_6）和体最大厚（X_7）：通过变量的不同组合，得出21具尸骨的判别方程（表5-3-5）。

表5-3-5　21具尸骨的判别方程

判别方程	判别值	判别率(%)
$Z=X_2+0.166\ 33X_8+1.8118X_4+1.0244X_6+7.0518X_7$	312.3397	89.41
$Z=0.0836X_2+0.1555X_4+0.0961+0.1067X_6+0.5921X_7$	26.4295	88.24
$Z=0.0143X_3+0.1769X_4+0.0942X_3+0.0847X_6+0.6159X_7$	25.0455	88.24
$Z=X_2+1.9400X_4+1.2278X_5+7.5621X_7$	300.8947	90.59
$Z=X_2+1.9860X_4+1.6371X_6+5.5394X_7$	262.8681	89.41
$Z=0.0202X_3+0.1796X_4+0.0949X_5+0.6425X_7$	24.6539	87.06
$Z=0.0365X_3+0.1988X_4+0.0904X_6+0.5539X_7$	24.3223	87.06
$Z=X_2+0.2670X_3+1.5639X_4+2.3608X_6$	203.1412	87.06
$Z=X_2+6.4465X_3+1.8858X_4+61070X_7$	275.7219	89.41
$Z=0.1814X_4+0.1037X_3+0.1065X_6+0.6201X_7$	24.8125	87.06
$Z=X_2+1.6711X_4+2.7807X_6$	193.0922	85.88
$Z=X_3+2.9114X_4+14.9289X_7$	382.7810	85.53
$Z=X_1+3.5625X_4+11.2419X_7$	490.8698	88.24
$Z=0.1155X_5+0.2003X_4+0.0592X_5$	19.7574	84.71
$Z=X_2+2.1017X_4+6.0287X_7$	248.1657	89.41
$Z=0.1759X_2+0.2865X_6+0.5323X_7$	20.0085	83.53
$Z=X_3+4.6934X_4+13.5199X_7$	542.6361	85.88
$Z=X_4+0.5864X_5+3.5091X_7$	125.2550	88.24
$Z=X_4+1.4406X_6$	84.7177	81.18
$Z=X_5+4.0835X_7$	86.8392	83.53
$Z=X_4+2.5777X_7$	92.9002	85.88

如 Z 大于判别值则判定为男性，反之判定为女性。

例：某例胸骨全长 141.80mm，柄长 46.10mm，体长 95.80mm，柄宽 58.30mm，体宽 37.10mm，柄厚 12.20mm，体厚 9.00mm。将上述数据代入判别方程 4：

$Z=46.10+1.9400\times58.30+1.2278\times37.10+7.5621\times9.00=272.810$

因 272.810<300.8947，故判定该胸骨为女性的。

（五）长管骨

单纯根据某一长管骨确定性别较为困难，但与颅骨或骨盆相配合，则能提高性别判定的准确率。

1. 股骨　是长管骨中用以判定性别的最有价值的骨骼。从形态学观察，男性股骨比较粗壮，骨体长，骨质重，股骨头大；而女性股骨则较不粗壮，骨体较短，骨质相对较轻，股骨头较小。

2. 肱骨　在四肢骨长度的男女差异中，上肢骨比下肢骨为大，肱骨尤为显著。肱骨的平均长度男性为 26.6cm（左侧）和 26.9cm（右侧）；女性为 25cm（左侧）和 25.2cm（右侧）。男性肱骨较强壮，肱骨头较大，骨干最小周长比女性大；女性肱骨骨质较纤弱，骨干最小周长比男性小，骨质较轻。

3. 判别式法判断性别　根据在长春地区收集的中国人完整全身骨骼，共 100 副（男女各 50 副），就上肢长骨的性别差异进行了更为细致的研究，其方法不仅对完整长骨，而且由于其测量项目多，各测量项目互相组合，所以对破碎长骨也有应用价值。表 5-3-6 为根据肱骨测量指标来判断性别：

表 5-3-6　长春地区 100 副尸骨的性别判别方程

判别方程	判别值	判别率(%)
$Z=X_2+17.8346X_3+20.6657X_{12}-4.0705X_{16}$	1660.3	82.0
$Z=X_3+0.1521X_4+3.2885X_5+2.7306X_{12}$	292.0	87.0
$Z=X_2+26.8610X_5+21.7050X_{12}$	2219.0	86.0
$Z=X_3+3.0408X_5+2.6479X_{12}$	270.6	87.0
$Z=X_4+15.5323X_5+11.1452X_{12}$	1114.5	86.0
$Z=X_3+0.0410X_{13}+0.1717X_{15}$	56.3	84.0
$Z=X_{14}-0.0974X_{13}+0.2275X_{15}$	135.7	84.0
$Z=X_3+3.8704X_5+3.8613X_{12}+0.5506X_{14}$	420.2	86.0
$Z=X_1+28.6343X_5$	1451.5	86.0
$Z=X_3+0.1755X_{15}$	55.6	85.0
$Z=X_{12}+0.4548X_{14}$	95.7	84.0
$Z=X_5+0.7629X_{12}$	70.1	84.0
$Z=X_3+1.0144X_{12}$	84.2	86.0

（续表）

判别方程	判别值	判别率(%)
$Z=X_5+0.9448X_{12}+0.1726X_{14}$	98.7	83.0
$Z=X_6+10.0409X_{12}+4.8668X_{14}$	1052.1	84.0
$Z=X_5-0.3094X_7+0.8343X_{12}$	66.4	87.0
$Z=X_5+0.2957X_{14}$	77.4	85.0
$Z=X_6+0.4505X_6+0.8694X_{12}$	91.5	86.0

上表中，X_1：最大长；X_2：全长；X_3：上端宽；X_4：下端宽；X_5：头最大横径；X_6：头最大矢径；X_7：体中部最大径；X_8：体中部最小径；X_9：中部横径；X_{10}：中部矢径；X_{11}：滑车宽；X_{12}：滑车与小头宽；X_{13}：滑车矢径；X_{14}：头周长；X_{15}：中部周长；X_{16}：体最小周径。

二、年龄鉴定

法医在检验无名尸骨时，都要对骨骼年龄作出鉴定。目前国内、外骨骼年龄的鉴定方法仍然以大体形态学观察为主，还不能达到十分精确地测定骨骼年龄的程度。其原因是各种主观和客观因素对骨骼年龄变化的进程产生各种影响，使同一年龄的骨骼，出现不同的发育程度；而相似的骨骼发育程度，却有不同的骨骼年龄。骨骼年龄的变化，与本人的营养和健康状况有关。营养和健康状况极佳的人，其骨骼发育情况远比从小营养不足或患有慢性消耗性疾病的人为好。有些学者认为，骨骼年龄与种族差异之间的影响不明显。地理位置对人体骨骼发育有影响：热带地区比温带地区发育早；温带地区又比寒带地区发育为早，各相差1岁左右。骨骼年龄与性别有关，其差别为女性略早于男性：5~14岁间差1年；10~15岁间差2年；15~20岁间差1年。一般认为，对有经验的法医工作者来说，20岁以前，从骨骼鉴定年龄的误差在2年左右；20岁以后，以耻骨联合面的年龄变化最有价值；而其他骨骼的年龄鉴定可能有5年以上的误差。因此，在实际案件检验中，应尽可能对不同骨骼采用多种鉴定方法，以便进行校核，提高鉴定的准确性。

（一）根据骨化点的出现和骨髓的愈合推断年龄

对未成年骨骼的鉴定，主要依据骨化点的出现和骨髓的愈合。人骨是由许多原先为独立的骨化点发育生长而成的。在出生前约11周，这种骨化点有806个之多。以后逐渐发育融合，待出生时已下降到约450个。到成人骨骼时仅205个，比最初时减少了601个骨化点。这种骨化点的出现、发育和消失过程是有一定的时间和顺序的。因此，这种变化是骨骼的可靠的年龄标志。

以长管骨为例，骨化愈合过程可分为未愈合、开始愈合、接近愈合和完全愈合四个阶段。

第一阶段(未愈合):骨髓与骨干之间有明显的间隙,有软骨板相隔。成骨骸之后,骨髓与骨干脱离,而在骨面留下波纹样凹凸花纹,其边缘呈锯齿状。

第二阶段(开始愈合):骨髓与骨干之间裂隙变得细小,锯齿状边缘逐渐消失。这一阶段的特征是骨干与骨髓之间的间隙消失,两边缘开始愈合,原来粗糙表面变得平滑。

第三阶段(接近愈合):骨髓与骨干基本愈合,仅在髓干之间留下一条细的分界线。这条线在不同骨骼上各有变化,新鲜浸渍骨往往能见到微红色。

第四阶段(完全愈合):表示已完全愈合,骨髓线已成为骨性的痕迹,但需与胫骨近端和股骨远端骨外膜附着线相区别。

（二）从骨骼长度推算年龄

从胎儿出生到发育停止以前,骨骼的长度随着年龄而增加,这种变化受到个体遗传和营养状况的影响,但可以作为推断儿童年龄的参考。

1. 根据头–臀长推断 3 个月胎儿至出生时的年龄　见表 5–3–7。

表 5–3–7　3 个月至出生前胎儿的年龄判断

胎儿年龄	头–臀长度	其他重要特征
3个月末	约 7cm	
4个月末	约 13cm	
5个月末	约 18cm	外生殖器发育,已可判定性别;跟骨出现主要骨化点
6个月末	约 22cm	
7个月末	约 26cm	距骨出现主要骨化点,胎儿可存活
8个月末	约 30cm	
9个月末或出生前	约34cm	股骨下髓出现骨化点,出现散骨的骨化点,有时胫骨上髓之一出现骨化点

2. 以股骨最大长度为标准尺寸　其他长骨与股骨之间的百分比,随着年龄增长而改变。其改变情况如表 5–3–8。

表 5–3–8　其他长骨与股骨长度之间的关系(%)

骨名	出生前	出生后至6岁	6~12岁	成人
胫骨	88.0	80.0	80.0	80.0
腓骨	83 .0	78.0	78.0	78.0
肱骨	89.0	78.0	73.0	73.0
桡骨	72.0	56.0	56.0	56.0
尺骨	82.0	62.0	57.0	57.0



（三）从牙齿推断年龄

1. 乳齿及恒齿的生长与萌出　人体乳齿及恒齿有一定的萌出时期和顺序，依此可推断年龄。每个人牙齿发育状况因营养、发育、健康等个体因素的影响而有快有慢。各个乳齿萌出的时期如表 5-3-9。

表 5-3-9　人乳牙萌出的时期表

	上颌（月）	下颌（月）
中切牙	6~8	6~7
侧切牙	8~11	10~12
尖牙	16~20	16~20
第一磨牙	10~16	10~16
第二磨牙	20~30	23~30

恒齿萌出的时间见表 5-3-10：

表 5-3-10　人恒牙萌出的时期表

	上颌（岁）	下颌（岁）
中切牙	6.5~9	5~8.5
侧切牙	7~10	5.5~9
尖牙	9.5~13	8.5~12
第一前磨牙	9~12	9~12.5
第二前磨牙	9.5~13	9.5~13
第一磨牙	5.5~7.5	5~7
第二磨牙	11~14	10.5~13.5
第三磨牙	18~30	18~30

2. 牙齿磨耗程度与年龄的关系

人在吃食物时由于咀嚼运动使牙与食物之间、牙与牙之间发生摩擦，因而造成牙齿咬合面和切端的磨耗。人类牙齿的磨耗程度随年龄而增加，磨耗程度与下列因素有关。

(1) 多吃粗糙、坚硬食物者磨耗较重。

(2) 牙齿发育和钙化较好者,牙齿硬度高,不易磨耗。

(3) 南方人牙齿磨耗程度一般比北方人为轻;沿海一带的牙齿磨耗程度则比内地为轻。

(4) 经常咬合的部位磨耗重;无咬合部位则较轻甚至无磨耗。由于咬合力分布不均匀,同一牙齿咬合面磨耗程度也有轻重不同。

(5) 同一口腔中萌出较早的牙齿,其磨耗程度较重,一般在同样磨耗情况下,第一磨牙比第二磨牙估计齿龄时均早 3 年左右。

(6) 特殊生活习惯的影响,如鞋匠用牙咬钉,切牙磨损较重;衔烟斗的人,侧切牙磨耗较重。夜间有磨牙习惯者,其牙磨损亦较重。

通常将下颌切牙咬耗程度分为 6 级:0 级为牙釉质稍有咬耗;1 级为牙釉质磨平;2 级为牙质呈点状外露;3 级为牙质条状外露;4 级为牙质高度咬耗;5 级为牙髓腔暴露。下颌切牙咬耗程度与年龄的关系为:0 级:20 岁以下;1 级:21~30 岁;2 级:31~40 岁;3 级:41~50 岁;4 级:51~65 岁;5 级:约 65 岁以上。

第一、第二磨牙咬合面磨耗程度分为 6 种:Ⅰ.牙尖顶和边缘部分稍有磨耗;Ⅱ.牙尖磨平或咬合面中央凹陷;Ⅲ.牙尖大部磨耗,牙质点暴露;Ⅳ.牙质点扩大,互相连成一片;Ⅴ.牙冠部分磨耗,牙质全部暴露;Ⅵ.牙冠全部磨耗,牙髓腔暴露。

(四)从颅骨骨缝的愈合情况推断年龄

人体出生后,颅骨各骨之间都有结缔组织的膜相连,随着年龄的增长,结缔组织膜先后骨化,颅骨间成为骨性结合。此种骨化过程称为骨缝的愈合。

颅骨骨缝开始愈合和完全愈合,各骨缝的愈合期有明显的个体差异,并且有时差异很大。

根据颅骨缝的愈合程度推断年龄,在一百多年前就已经有比较系统的研究。从那时起,许多作者认为颅骨缝(特别是颅骨外缝)愈合的个体差异很大,单凭颅骨缝推断死者年龄的误差一般可达5~10年。因此,颅骨缝愈合只能为推断年龄指示方向,或被用作其他年龄推断方法的一个佐证。

颅骨缝的愈合过程开始是缝隙间结缔组织消失、缝隙缩小。而后波纹深度变浅,波线被部分骨性愈合所切断,呈断断续续的曲形波。进而仅见波纹残迹,最后完全消失。

颅骨缝愈合的时间,一般颅内骨缝早于颅外骨缝;锯状缝(矢状缝、人字缝)早于鳞状缝(鳞缝);男性略早于女性;南方人早于北方人。

矢状缝开始愈合时间约在22岁,完全愈合时期在35岁;冠状缝则在24岁开始愈合,41岁完成;人字缝26岁开始,47岁完全愈合。颅盖缝各愈合阶段的百分比见表 5-3-11。

表 5-3-11　颅盖缝各愈合阶段的百分比(%)

年龄	例数	矢状缝				人字缝				冠状缝			
		0	1	2.3	4	0	1	2.3	4	0	1	2.3	4
17~18	55	75	4	12	9	92		5	3	99			1
19	52	66	4	10	20	83	5	5	7	84	7	5	4
20	45	54	10	13	23	82	11	3	4	77	17	2	4
21	37	56	9	10	25	72	10	10	8	86	7	2	5
22	24	54	17	5	24	75	17	4	4	72	20	4	4
23	26	42	11	15	32	65	6	23	6	49	34	11	6
24~25	27	34	7	11	48	53	11	18	18	67	12	14	7
26~27	25	12	8	40	40	32	28	16	24	28	16	24	32
28~30	29	18	12	19	51	27	17	35	21	26	25	25	24
31~40	43	10	4	14	72	24	17	20	39	20	20	35	25
41~50	6	2	16	66	16	1	66		33	50	33		17

颅骨缝愈合从内板向外板,即由颅内向颅外发展。在许多情况下,这种愈合是连续进行的,直到外板愈合为止。但有时内板愈合后,向外板发展的速度减慢甚至停顿,出现颅外缝不完全愈合。有些文献报道,颅外缝的延期愈合是普遍现象,不少人的颅外缝为终身不完全愈合,其原因还不清楚。因此,从颅骨缝愈合推断年龄时,主要应依颅内缝为准,单纯根据颅外缝很难判断年龄。而在颅外缝中,冠状缝比人字缝准确;人字缝比矢状缝准确。中国人的基底缝愈合比较稳定,可以作为年龄推断的一个重要标志。基底缝开始愈合是在 21~23 岁;到 24~30 岁基本愈合,残留痕迹;40 岁以后基底缝消失,部分可见浅沟,少数在愈合处出现骨嵴。

(五)从耻骨联合面推断年龄

根据耻骨联合面形态学的变化作为推断年龄的依据，被认为是目前对人骨进行年龄推断的最佳方法之一。耻骨联合面呈粗糙的长椭圆形。上下径大、前后径小。分两缘:腹侧缘、背侧缘。两端:上端、下端及一个面。

耻骨联合面随着年龄增长而发生变化。详情介绍如下:

18~19 岁,联合面凹凸不平,隆起线明显,嵴的高度在 2mm 左右,背、腹侧缘未形成。

20~21 岁,沟嵴变浅,背侧缘开始形成,腹侧斜面将形成。

22~24 岁,背侧形成高嵴,背侧线变得更为清楚,腹侧缘开始形成一个斜面。

25~26 岁,腹侧斜面扩大,下端出现界限。

27~30 岁,沟嵴消失,背侧缘下端界限进一步明显,上端界限开始形成。

30~35 岁,联合面的椭圆形轮廓形成,腹侧缘完全形成。

35~39 岁,联合面骨质内疏松样组织变成骨密质,骨嵴显著。

39~44 岁,联合面平滑,轮廓接近形成,上、下端界限明显。

45~50 岁,联合面背侧边缘呈唇状隆起。

50岁以上,联合面变得稀疏,出现散在的小孔、腹侧缘破损。

根据以上发育特点,可将耻骨联合面分成三个组成部分,即背侧半个联合面、腹侧半个联合面和背侧、腹侧构成的整个联合面。各部分按不同发育阶段评分为0~5 分(表 5-3-12)。

表 5-3-12　耻骨联合面三个组成部分不同发育阶段的评分

评分	背侧半个联合面	腹侧半个联合面	整个联合面
0	没有背侧边缘	腹侧未出现斜面	没有联合边缘
1	背侧边中部 1/3 处出现轻度边缘	仅腹侧缘上端出现斜面	背侧出现部分边缘，平滑圆形,并高于联合面
2	整个背侧边缘形成	斜面向上延伸	背侧边缘完全形成,不固定
3	联合面沟槽变平，嵴已被吸收,在中部1/3处骨质开始隆起	在端或两端开始形成腹侧支	联合边缘完全形成,往往在背侧缘最上端,平滑圆腹侧边缘开始形成,形成部位联合面骨质呈颗粒状,并出现不规则的波状起伏
4	带有波形痕迹的骨质隆起扩大到背侧半面的绝大部分	腹侧支继续扩展在早先的腹侧缘见到裂隙，上部2/3处最明显	边缘开始消失，表面变成平滑,边缘不再呈圆形,而呈锐形。腹侧缘有些唇状形变
5	波形完全消失，骨面变得平坦,骨质呈现颗粒样	腹侧支完全形成	边缘进步消失(特别是腹侧缘上端),联合面变得稀疏,沿腹侧边缘有部分骨化

在实际推断年龄时,先观察耻骨联合面三个组成部分各符合哪一个发育阶段,并以三个数字代号表示,将三个数字相加,即为该联合面的总分,然后按表 5-3-12 查对相应的年龄。例如,第一组成部分为发育阶段,第二组成部分为发育阶段,第三组成部分为发育阶段,则其总分应为 2+3+2=7,即可按表 5-3-13 查得推断年龄。

表 5-3-13 根据耻骨联合面推断年龄

总分	例数	实际年龄范围	平均年龄	标准误差
0	7	17	17.29	0.49
1,2	76	17~20	19.04	0.79
3	43	18~21	19.79	0.85
4,5	51	18~23	20.84	1.13
6,7	26	20~24	22.42	0.99
8,9	36	22~28	24.14	1.93
10	19	23~28	26.05	1.87
11,12,13	56	23~29	29.18	3.33
14	31	29	35.84	3.89
15	4	36	41	6.22

此法男、女性都适用,但当女性耻骨有分娩引起的损伤时,则容易影响对耻骨联合面的判断,需要注意。

三、根据骨骼推算身高

在无名尸骨案件或尸体被肢解后仅找到肢体的残留部分时,法医工作者需要据此推算死者生前的身高。完整的骸骨只需将每块骨骼按解剖学位置排列后,测得全身骨骼的高度,再加 5cm 软组织(包括椎间盘软骨厚度)厚度,即为死者身高。但根据部分骨骼或残骨推算身高时,则需采用公式推算方法。这种方法受种族、性别、年龄和个体差异的影响,因而推算所得的身高数值,实为死者生前的近似身高。例如:按一般人的发育状况,一个人的最长身高在 18~20 岁;30 岁以后,每年身高降低 0.06cm,即每 20 年身高降低 1.2cm。

仅用一根长骨推算身高,其准确度要比多根长骨为低;下肢骨推算身高的可靠性比上肢骨为高。根据骨骼推算身高所出现的误差,一般认为在 2~10cm。

根据骨骼推算身高的步骤如下:首先,是确定骨骼的性别、年龄,有可能时也可确定民族;第二,是按测量要求测得骨骼度量数据;第三,选择合适的推算公式(必须考虑民族和性别);最后,将数据代入公式,计算数值。如果根据长管骨推算身高时,应考虑年龄的影响,30 岁以上的人,应从所得数值中减去每岁 0.06cm。

(一)根据完整的长管骨推算身高

当送检或现场发现完整的全套骨骼时,一般只需将每块尸骨按其人体的解剖学方位排列后测得全套骨骼的总高度,再加上 5cm 的软组织(包括椎间盘)的厚度,即可知死者的生前身高。

根据长管骨推算身高,通常都按该骨最大长度来计算。目前有各种不同的公

式，黄种人身高与长管骨之间的关系见表 5-3-14。

表 5-3-14　黄种人身高与长管骨之间的关系(cm)

男性	女性
身高=股骨长×3.66+5cm	身高=股骨长×3.71+5cm
身高=胫骨长×4.53+5cm	身高=胫骨长×4.61+5cm
身高=腓骨长×4.58+5cm	身高=腓骨长×4.66+5cm
身高=肱骨长×5.06+5cm	身高=肱骨长×5.22+5cm
身高=尺骨长×6.41+5cm	身高=尺骨长×6.66+5cm
身高=桡骨长×6.86+5cm	身高=桡骨长×7.16+5cm

（二）根据颅围推算身高

1. 华南地区具有生前身高记载的成年男性 70 具完整骨骼统计报道：

(1) 身高均值 161.63cm±0.700cm。

(2) 颅围均值 50.80cm±0.158cm.

(3) 由颅围推算身高的回归方程：身高=1.32 颅围+94.73cm±5.63cm。

2. 广西地区调查 48 例颅围与身高关系的报道

(1) 身高均值为 162.1cm±1.29cm，范围 155.7~170.0cm。

(2) 颅围均值为 50.8cm±0.33cm，范围 48.0~53.6cm。

(3) 颅围与身高之比为 1:3.2。

(4) 由颅围推算身高的回归方程：身高=0.826 颅围+119.1cm。

第四节　法医骨学专家系统的构建及应用

一、概述

基于计算机辅助的专家系统属计算机人工智能的一种，其优势在于利用计算机强大的数据储存能力和运算能力对现有知识和经验进行汇集和模拟，以达到模拟专家判断过程甚至打破单个专家知识欠缺或判断力的局限。

法医学有许多鉴定过程都需要专家的分析判断，其过程无外乎专家基于自己在某方面的学识，结合自己多年积累下来的经验，根据对事物的调查和测量，并遵循一定的科学原理和通过经验公式计算的基础上，完成对现场的还原或某一细节特征的刻画，这一过程与计算机专家系统的思想相吻合。鉴于目前法医鉴定人员水平参差不齐，个人知识库大小不一，而鉴定结果关系到案件侦查、嫌疑人刻画等法

律后果。因此,开发具有鉴识能力的计算机专家系统具有很强的现实意义。

骨骼的个人识别一直是法医人类学的一个重要课题,对死者性别、年龄、身高等信息进行准确推断,在刑事、民事案件中都具有重要意义。然而,由于传统的骨骼特征识别主要依赖检验者的实践经验,不同检验者对同一骨骼的判别有时会出现较大差异;又由于人体骨骼测量方法的特殊性以及统计学方法建立的各类回归方程日渐增多,使鉴定显得更为复杂。如果能利用计算机的强大计算能力,模拟专家进行个人识别时的推理过程,建立骨学专家系统,则可通过开放式知识库,实时将人类学最新研究成果进行添加,为基层鉴定、侦察人员提供一个方便易用的工具。

法医系统采用面向对象的编程语台 C++来实现知识表示和推理机设计,所有的静态知识都存放在后台数据库中,在运行时装进内存。由于 C++对面向对象编程具有良好支持,可保证各种复杂数据结构的设计工作有效进行。考虑到效率的问题,具体的算法,比如 DS(Dempster-Shafer)证据理论的合成公式就涉及很多集合映射的问题,可采用 C++的标准库 STL 完成。系统以交互的方式运作,用户可以按要求使用各种输入方法,比如直接自然语言的输入、选择性输入等,增加使用的便利性。系统的解释部分按照用户的需要,给出推理过程中各个对象的推理细节,增加系统的可信度。通过融合框架和产生式两种知识表示方法,利用各个对象拥有独立推理机的设计,又在同一系统中采用两种不同的推理方法,使专家系统技术在法医骨骼推断应用中取得新的进展,为法医检案提供了一种先进的辅助手段。

二、框架和产生式相结合的知识表示

目前,相关人类学骨骼推断的知识主要以形态学的描述和回归方程的形式出现。针对形态学描述形式的知识,采用产生式形式表示,的确是一种非常好的方法。但是,单纯产生式也有其固有的缺点。人类学专家在依据骨骼推断死者性别、年龄、身高指标时,并不是仅仅依靠一条条简单而又独立的教条式的经验来完成判别,而是针对某一个指标,往往先设置一个假设模型,然后根据这个假设模型,有目标地选择一些指标和模型的特征进行匹配,最后根据匹配的情况得出结论。

在这一点上,产生式知识的结构组成往往是无序的。所有各方面的知识都以规则的形式组合在一起,推理规则和事实进行逐一的匹配。在规则数量不断增多的情况下,效率会不断地下降,这与专家实际思考问题的方法存在一定的距离。而且人类学骨骼鉴定的知识往往并不是仅仅局限于形态学描述方面的知识,现代的研究人员根据统计学方法得到的各种回归方程也是判别的重要标准,但是这些方程很难改成产生式的形式存在于系统之中。针对这些问题,本节采用面向对象的设计方法,把知识以框架和产生式相结合形式表现出来。

骨骼推断的形态学描述有几个显著的特点:首先,所有的描述性特征都以骨骼分类。其次,针对某一个判别指标,特征的数量往往很多,而且实际的骨骼由于各种原因某些特征可能已经无法辨认,一般无法形成严格的产生式。即便形成产生式,

条件的合取或者析取也很难区分并且数量众多。第三,所有的描述形成的推理往往是一种浅推理,也就是说根据某些特征就能直接得出在这种情况下死者的性别、年龄、身高。根据这些特点,我们把形态学的描述性知识根据骨骼进行分类,然后按照判别目标(年龄、身高、性别)进行组合构成框架。框架是一种善于描述具有固定格式事物、事件的数据结构,它兼有语义网络和规则的思想,应用非常广泛。框架通常由框架名、槽名、侧面名以及值四部分组成,它的一般形式为:

<框架名>

<槽名 1> <侧面名 1> <值 1> <侧面名 2> <值 2> …

<槽名 2> <侧面名 1> <值 1> <侧面名 2> <值 2> …

…

<槽名 n> <侧面名 1> <值 1> <侧面名 2> <值 2> …

框架能够非常自然地表达结构性的知识,以人类学骨骼描述性知识的表示为例,可以作如下的设计:

<框架名>:当前骨骼的框架名称。

<条件槽>:存放该框架激活的必要条件。

<特征槽>:存放该框架的众多特征值。

<结论槽>:存放该框架的结论。

其中,条件槽和特征槽根据条件、特征的数量又分为很多侧面。考虑到模糊匹配的原则,还设置了相应的特征明显程度侧面,相应地每个侧面还拥有很多值,由此构成一个完整的框架。

例如对于依据髂骨判别年龄的框架可以这么描述:

<框架名>:髂骨年龄判别框架

<条件槽 1>:<性别侧面> <值:男性> <可信度侧面:真>

<特征槽 1>:<耳状面特征侧面 1> <值:关节缘形成> <证据明显程度侧面:明显> <耳状面特征侧面 2> <值:关节面有垅状小骨嵴> <证据明显程度侧面:明显>

<特征槽 2>:<耳状面后区特征 1> <值:表面光滑> <证据明显程度侧面:明显>

<结论槽>:<值:年龄范围 17~25 岁>

从该例子中可以看到描述性知识是以一个框架的形式表现出来的,同时又隐含了产生式的形式。同样,框架对于另外一种人类学骨骼鉴定的主要判别方法——回归方程的表示也具有一般产生式所达不到的很好的效果。和上面的描述性的知识框架结构相比无需做很大改动,只需把特征槽改为回归方程的变量参数槽,把结论槽改为匹配完成后需要激活的一个过程即可。这样整个系统的知识表示就会非常统一,为以后的程序实现打下一个很好的基础。

图 5-4-1 是系统的框架图,可以看到系统中除了底层的特征或回归方程框架之外还存在很多上层的推理控制框架,他们在推理的过程中将起到控制推理进程

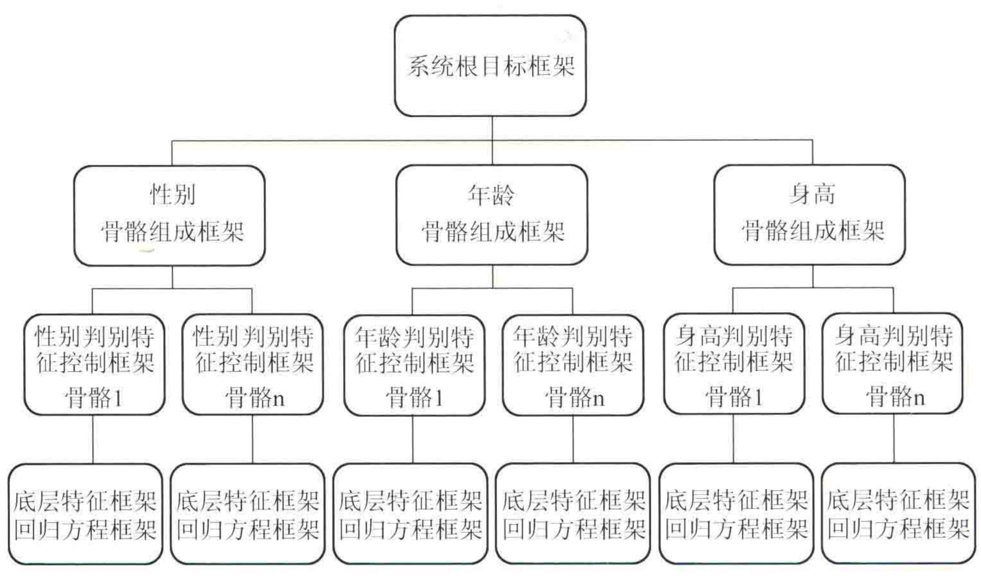


图 5-4-1　系统总体框架构成

和分析、综合结果的作用。

三、推理机的构成及工作原理

与通常的专家系统的推理机不同,本系统由于采用了面向对象的设计方法,各个框架在运行时独立地构成一个对象, 每个对象针对其自身的不同特点拥有不同的推理方式,也就是说本系统的推理机是融合在每个框架对象之中的,各个框架对象独立推理, 当需要数据时再和外界交互。各个对象的交互除了互相进行消息传递、请求其他对象协助推理之外,还通过临时数据库进行相应的推理中间数据的交换,所有的中间数据,包括用户的输入都通过中间数据库中转、暂存。

如图 5-4-1 所示,整个系统的推理模仿专家的判别过程,采用自顶向下的分析推理和自底向上的归纳综合推理来完成。图 5-4-2 是整个推理机的主要工作流程图。

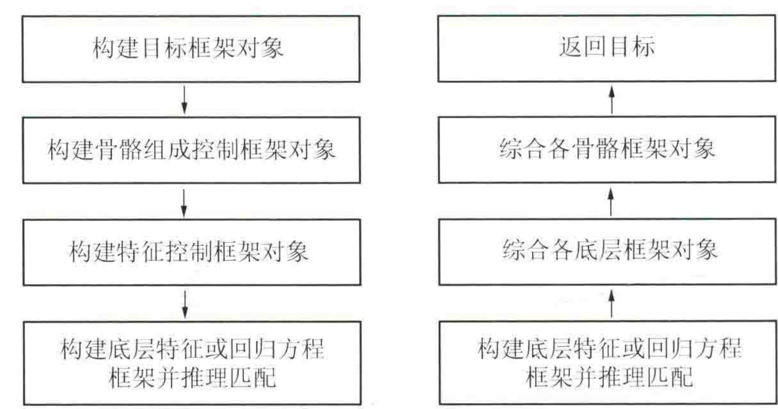


图 5-4-2　推理机的工作流程图

四、自顶向下的分析——框架对象的模糊匹配

系统在接收到用户输入的目标后，便建立根类目标推理对象，然后该对象激活建立相应的骨骼组成控制框架，并且把推理的任务交给它。骨骼组成控制框架按需要负责从用户那里获得判断的骨骼名称，并且检查每块骨骼是否含有推理的结果，如果没有，那么该控制框架继续推理分析，它会激活下一层控制框架——特征控制框架对象来完成对每块骨骼的目标推理任务。特征控制框架在接到来自上层框架对象的推理请求时，依次从知识库中取出一个相关的框架构成底层特征框架或者回归方程框架对象，同时激活该对象的推理函数进行推理匹配，从而完成整个自上而下的推理过程，最终得出针对该框架的目标结论。

系统底层的框架对象也就是特征框架对象或者回归方程的框架对象是整个自上而下分析推理的关键所在。对于特征框架对象采用了模糊数配合语义距离的匹配方法。针对每个特征槽都设置了相应的模糊量词，每个模糊量词都对应了一个模糊区间数，如表 5–4–1 所示。

表 5–4–1 模糊量词的模糊区间数

模糊量词	模糊区间数
绝对明显	1.00，1.00
非常明显	0.93，0.99
很明显	0.80，0.92
比较明显	0.65，0.79
一般	0.45，0.64
比较弱	0.10，0.44
很弱	0.01，0.09
完全不清楚	0.00，0.00

模糊匹配的具体过程采用了经典的语义距离作为匹配的准则，两者的语义距离越小，认为越相似。当两个框架的语义距离小于预先设定值时，就认为该框架匹配成功。

对于回归方程框架系统来说，由于方程参数本身的精确性，它一般不存在模糊性的问题，所以其推理机结构相较于特征框架对象要简单很多，只要条件框架满足，所有的运算参数全部能够从中间数据库中获得，那么推理机便启动一个过程，然后对结论槽进行填写得出最后的结果。

五、自底向上的综合——DS证据理论的应用

考虑到一般专家针对某一个判别目标所进行的推断，往往是综合了很多方面的因素，要得出相对准确的结论也是考察了多方面的证据和骨骼才得出的。本系统

的推理采用自底向上的归纳综合来完成最后的证据融合,并且得出最后的结论。

由于每一个底层框架对象在完成自己的推理工作之后，都会得出一个相应的匹配度,我们即可把它作为从该框架对象得出结论的可信度,由于针对每一块骨骼可能具有多个匹配框架,而且在最坏的情况下,结论可能都不同(比如年龄范围),所以自底向上的综合必不可少。

综合的过程按次序分别由特征控制框架对象和骨骼组成控制框架对象完成。当底层框架匹配完毕并且都得出结论时，就会发送消息给上层的框架进行综合推理。综合推理的算法采用著名的 DS 证据理论的算法。DS 证据理论可以允许把整个问题分解为若干个子问题、子证据,在对子问题、子证据作出处理之后,利用 Dempster 合成法则就可以得到整个问题的解。考虑到证据的冲突情况,采用修改的公式如下:

$$m(\varphi) = 0$$

$$q(A) = \frac{1}{n}\sum_{1\leqslant i\leqslant n} m_1(A)$$

$$m(A) = \sum_{AiIBICl\ldots = A} m_1(A_i)\cdot m_2(B_j)\cdot m_3(C_1)\ldots. + k\cdot q(A)$$

$$\forall A \in U$$

$$k = \sum_{AiIBICl\ldots = \varphi} m_1(A_i)\cdot m_2(B_j)\cdot m_3(C_1)\ldots$$

式中:U 为辨识框架，代表这个问题所有可能的结果的集合;m 为 U 的一个基本概率分配函数;A_i、B_j……代表证据源;k 代表冲突系数。

在本专家系统推理机的设计中，把每个匹配成功的框架对象都设想成一个证据源,推理目标所构成的全集就是辨识框架。采用分阶段融合的方法,首先针对每块骨骼,利用上述公式对众多的特征框架进行证据融合,然后基于骨骼组成控制框架再对所有的骨骼框架对象进行证据融合。证据理论计算给出的是一个目标的信任区间,选取区间的平均值作为信任度的参考量,骨骼组成控制框架融合结果即是目标结论。使用 DS 证据理论有一个前提条件,讨论的目标论域中的子集必须是互斥的。这一点对于性别判别来说,目标论域就是男性和女性的集合,符合要求,但是对于年龄和身高的推断就存在了一定的问题。按照目前搜集整理的知识来看,各个框架对象最后给出的结论往往是一个范围,而这些范围在大部分情况下是相交的,并不符合使用 DS 证据理论的条件。针对这个问题,本文首先对所有框架对象给出的目标范围进行了预处理,人为把目标强行分割成一个个互不相交的集合,使其满足前提条件,而且从实际应用的角度来讲,由于目标被分割,所以目标的可能范围被大大地缩小,只要融合成功,那么最终所获得的目标区间范围也缩小了很多,结果也相应地精确了很多。

六、法医骨学推断专家系统软件包的使用

（一）安装

软件主程序压缩为一个可执行程序组成，程序运行需要 Microsoft SQL Server 服务器支持，双击系统可执行程序，启动专家系统的服务。

整体界面如图 5-4-3。

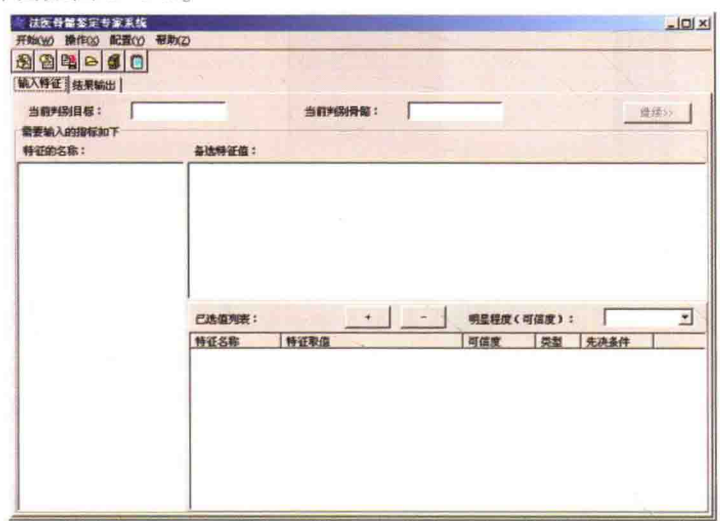


图 5-4-3　法医骨学专家系统整体界面

（二）功能

1. 推断功能

(1) 点击新建判别按钮或者菜单，即可开始判别并且提示请用户输入判别的目标，可以多选目标。如图 5-4-4。

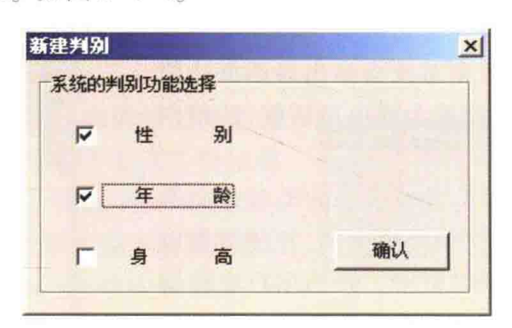


图 5-4-4　判别目标

(2) 输入死者骨骼，本步骤输入用户想利用也能得到的骨骼的名称。如图 5-4-5。



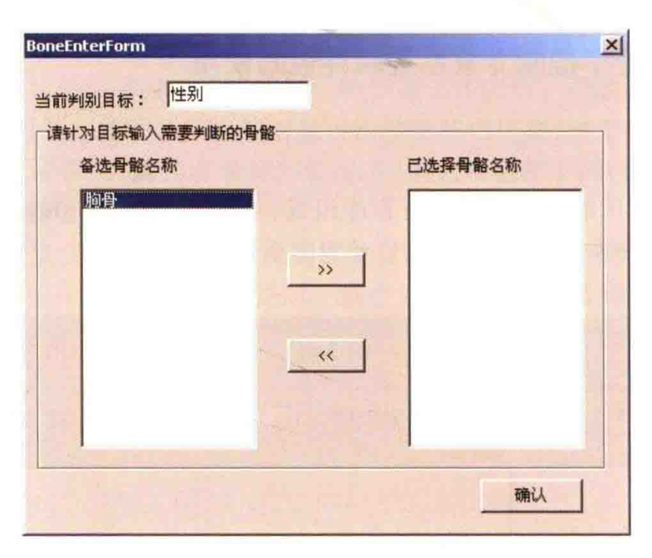


图 5-4-5　输入骨骼名称

(3) 按照软件主界面的提示输入各个骨骼的特征

下图中的两个文本框是不能输入的,只能观察。他们分别显示当前判别的目标和当前判别的骨骼。另外一个按钮是在你完成输入的情况下,让系统进行下一步的动作(图 5-4-6)。



图 5-4-6　判别目标和当前判别骨骼

下图的列表框中显示需要输入的特征的名称，点击后如果是文本类的而且不是先决条件型的特征，那么特征值会在旁边的备选特征框中枚举出来供用户选择，否则系统会弹出对话框让用户输入,比如数值型数据就会弹出对话框,让用户另外输入(图 5-4-7)。

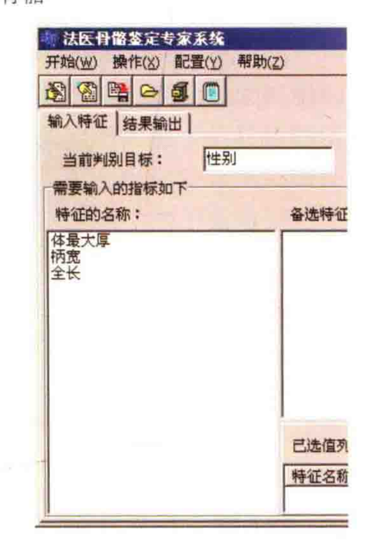


图 5-4-7　数值型数据弹出对话框

1) 被选特征输入框:凡特征值的类型是文本的,而且特征本身非先决条件类型的,特征值都以列表的方式存放在该列表框中，每当用户在旁边的特征对话框中选择了一个特征的时候，就会在该列表框中列出很多相应的特征值供用户选择。图中还可以看到一个明显程度(可信度)的下拉列表框,该框中存放了八种模糊形容词,用来描述已

经被选择特征值的具体模糊程度。图中另外放置了两个按钮“+”“-”,加按钮负责把用户选择的特征值和模糊程度存放入已选值列表框。减按钮负责把用户在已选值列表框中的值还原到被选择特征值。所有的这些操作都必须在列表框中选择了特征值的情况下有效(图 5-4-8)。

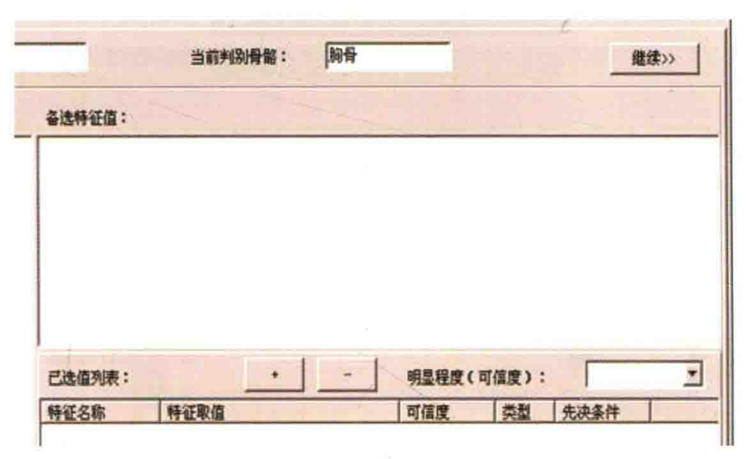


图 5-4-8　备选特征值

2）已选值列表框:已选值列表框详细列出了用户已经选定的特征的详细内容和形式。各种不同类型的特征拥有不同的属性(图 5-4-9)。

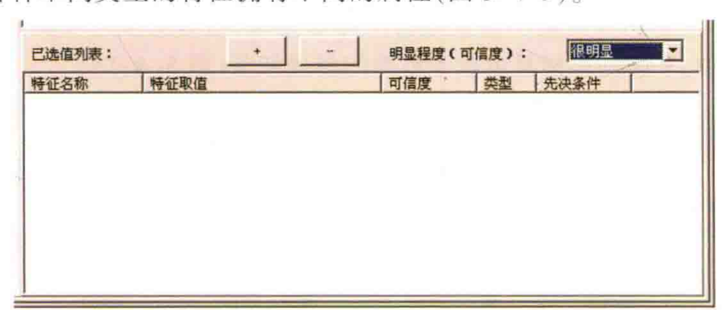


图 5-4-9　特征的属性

当然，在用户选择了数值型的特征的时候，比如选择了胸骨的全长这个特征值的时候，程序无法在特征列表框中列出它的枚举值,这时程序会弹出相应的对话框,如:数值输入对话框(长度、厚度等,所以不必输入可信度)(图 5-4-10)。



图 5-4-10　数值输入对话框

先决条件输入对话框,如:推断身高时，需要输入的性别就是先决条件（图 5-4-11)。





图 5-4-11　先决条件输入对话框

(4) 结果显示　结果通过一个列表框来显示，如图 5-4-12。

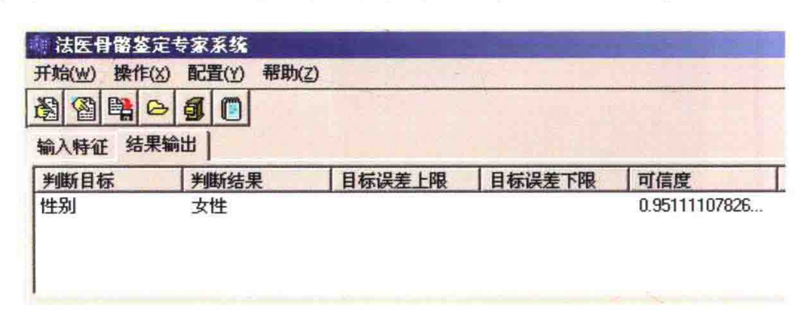


图 5-4-12　结果输出框

(5) 推理树显示　推理树会把整个推理过程的全部细节以一棵树的形式显示出来，左边的一个列表框显示推理的每层的层框架，右边上层列表框显示，当前选中框架的结论，下面列表框显示该子框架的推理细节(图 5-4-13)。

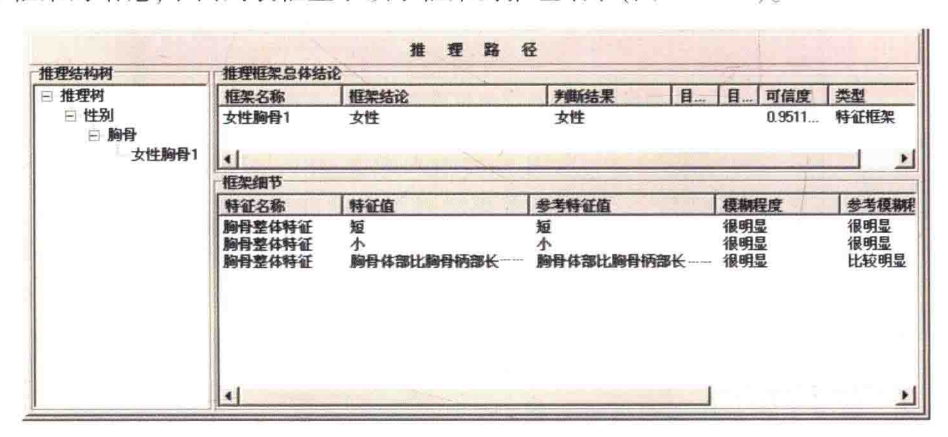


图 5-4-13　子框架推理细节

2. 推理过程的图示功能　上面已经提到了利用推理树来显示推理的过程。具体的做法为，只要在推理结束后，点击显示推理树的按钮就行了，同时系统还提供了保存推理树的功能，同样只要在推理结束后像平时保存文件一样保存。

对应的系统还提供了 load 推理树的功能，只要选择好上次保存的文件，同样可

以查看以前推理的结果和过程细节。

3. 知识库的编辑功能　在主界面上点击检查知识库按钮就可以进入该界面。

4. 知识库的浏览功能　在这个界面上可以浏览整个知识库，点击各个框中的列表项，就能察看骨骼特征的细节(图 5-4-14)。

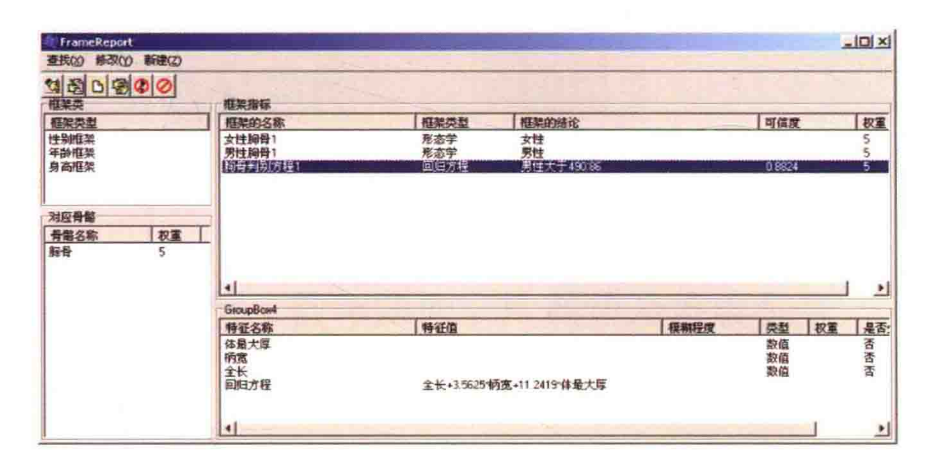


图5-4-14　知识库的浏览功能

第六章
基于全息显微图像技术的组织病理资料共享

第一节　数字病理切片系统及发展前景

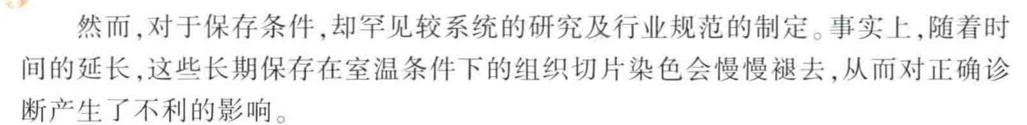
一、传统病理切片的局限性

组织石蜡切片是法医病理学诊断的重要内容，也是死亡原因鉴定的重要证据。石蜡切片具有组织结构保存良好、能切连续薄片、组织结构清晰以及抗原定位准确等诸多优点，在法医病理鉴定和研究工作中有较大的实用价值。

在鉴定工作完成后，组织切片作为证据要求永久保存，主要是供事后回顾性研究、归纳总结，以及某些有争议案例的复检。因此，各鉴定机构往往会设置专门存储空间来保存组织石蜡块和经 HE 染色后的切片(图 6-1-1)。



图 6-1-1　切片存储柜



然而，对于保存条件，却罕见较系统的研究及行业规范的制定。事实上，随着时间的延长，这些长期保存在室温条件下的组织切片染色会慢慢褪去，从而对正确诊断产生了不利的影响。

造成切片褪色的原因有很多：

（一）固定不彻底

其原理目前尚不十分清楚，可能是组织的主要成分如蛋白质、糖类等物质经某种选定的固定剂处理后形成一种不易溶解的物质而得到保存，经染色后染料与组织内特定物质结合牢固而稳定，不易发生由于死后变化而改变，亦就是组织切片不易褪色的原因。所以，选择合适的固定和处理组织的方法是法医病理技术制片的首要手段。

（二）HE 染液酸碱度问题

绝大多数染料呈酸性或碱性反应，可分类为酸性和碱性染料，并分别与碱性或酸性组织成分结合，而且它们的作用随所用的溶液的pH而变动，因为胞核虽是酸性组织成分(胞质系碱性)，但胞核与胞质皆可显示两性性质。根据资料介绍，苏木精染液pH应在1~1.5，不能>2。有的则说应在7，甚至还要高些，才能使细胞核着色鲜艳。但也有说法认为苏木精染液的pH在3.5~4.5较适宜。有时染色鲜些，有时染色灰些，甚至呈灰褐色而不是紫蓝色，很不稳定的原因是随所用溶液pH的变动而变动，同时又受染料本身优劣而制约。苏木精染液带有颜色，在测定pH时虽用酸度仪，但得出的结果也只能是大致的。

（三）封固后的组织切片烘烤

烘烤会使二甲苯及中性树胶氧化产生苯甲酸及邻苯二甲酸等酸性物质，它能使组织切片褪色。封片后应避免烘烤，或尽量使用中性树胶封固。

（四）环境空气的作用

在保存组织切片过程中可能受到温度、湿度和光照等因素的影响，组织切片会慢慢地褪色，尤其是封片时常带有小气泡者。所以要避光保存，切片应尽量减少与空气接触，盖玻片的面积应大于组织切片面积。

（五）染色条件控制不佳

有一部分组织切片褪色的原因是染色过程没有染好，表现为深灰或淡灰色，甚至褐色。原因是由于苏木精染液过度氧化所致。苏木精本身没有染色能力，只有被氧化成熟后才具有染色能力，这时叫做苏木红或苏木因，或称二氧化苏木精，分子式为：$C_{16}H_{14}O_6$。配制苏木精有两种方法：一种为自然氧化成熟；另一种是加入氧化

剂使之快速成熟。日常工作往往用后者。因为前者配制后在日光下自然氧化6~8周才能使用,而后者随配随用,较为方便。但氧化成熟后的苏木精,尤其是加入氧化剂的苏木精,由于受空气、温度的影响,还在继续氧化形成过氧化苏木精或无色化合物,从而失去了着色的效果。此时苏木精液还带有颜色,甚至颜色更深,组织切片浸染时,胞核、胞质均被染上色,所以切片模糊、灰暗而失去苏木精本身鲜艳的紫蓝的色彩,组织切片亦易褪色。

此外,大量以细胞或组织为标本制作的玻璃切片在流转和交流过程中也存在很大的不便,表现在:观察玻璃切片必须在实验室使用显微镜,限制了自由交流的时间和空间,只有在病理实验室通过专用设备才能观察。法庭上通过图片对特殊显微镜下证据进行解释,难以形成整体的、直观的图像,降低了证据的可信性。

二、数字切片的优点和应用

(一)数字切片的优点

随着科学技术的不断发展,显微扫描技术与计算机技术相结合而产生了可包含病理组织全息图像信息的数字切片系统。数字切片系统将整个载玻片全信息、全方位快速扫描,使传统物质化的载玻片变成新一代数字化病理切片,是对病理诊断技术实现划时代的变革。可使病理医师脱离显微镜,随时随地通过网络解决病理诊断,实现全球在线同步远程会诊或离线远程会诊。由于提供全切片信息,使诊断价值等同显微镜观察,其时间、空间穿插传递优势具有重大意义。还实现了病理切片多层三维重建,病理切片管理数字化。该系统可广泛用于临床诊断、法医病理鉴定,以及组织成像、荧光分析、免疫组化等数字成像。

具体说来,数字切片具有以下优点:

(1) 数字切片使病理诊断进入脱离显微镜、非办公室的网络化、数字化时代。

(2) 数字切片避免了传统玻片的易碎、保存成本高、不便邮寄运输及远程交流和会诊,以及借片还片的烦恼。

(3) 通过注册用户名上传全信息图像到专业服务器端,网上同步会诊或离线会诊,专家只需注册,即可轻松阅片发表意见,不受宽带运营商限制,不受网络类型影响,不受地域影响,随时随地轻松会诊交流。

(4) 可以给委托方刻录光盘,让委托方自己拥有病理组织切片资料,方便归档、会诊或重新鉴定。

(5) 数字切片是超高清晰度全信息图像,由于图像质量是一定的,不变的(相同倍数物镜及扫描方式),不同鉴定人进行形态学观察、三维组织结构重建的数据将是一致的、可靠的,保证了每次观察结果的均一性和稳定性。

(6) 数字切片便于集体阅片或讲座教学,同一切片同一效果便于集体讨论,不受显微镜下视野限制。主讲人实时拖动图像或其他参与对象接手操作,语音讨论;

配备网络服务器,可同时运行数十台甚至数百台终端,也可用于能力验证等质量工作。

(7) 性价比高。每张切片仅通过一次扫描即可获得全部显微图片信息,可以简单通过光盘、闪存以及网络硬盘等介质进行多次拷贝,省时省力,经济可行。

(二)数字切片的法医学应用

十几年前对放射图像进行数字化和计算机网络存储及管理,人们都认为不可能。主要理由是医院放射图像的数字化要求精度高、图像存储量大等,一度被认为是难以跨越的瓶颈。然而,随着时间的推移,计算机和网络越来越快,数据存储和处理能力越来越强。现在很多基层医院、民营医院也已经通过 DDR 实现放射图像的数字化和计算机管理。同样,法医组织病理学的显微镜也一直被认为是不可或缺的工具。虽然有显微摄影技术,数码相机的发展还出现了数字化显微照片,但这些辅助手段只用来记录显微镜观察到的阳性结果,并不能取代显微镜的作用。然而,随着数字全息病理切片技术的发展和普及,法医病理脱离不了显微镜的现状渐渐有了被更改的趋势。

法医病理学以形态学为基础,司法证据的特殊要求使法医病理学资料一直按照公文和物证的形式来管理。然而,由于组织病理水平参差不齐以及长期以来对显微组织病理资料的缺乏重视,造成病理切片或组织病理图片的管理极其混乱,甚至某些以组织病理图像为主要死因结论的案例也缺乏切片图像证据。随着我国法制化进程的加快,证据制度的逐步健全,对证据的要求已经不满足仅仅对显微镜下摄制一个视野的病理图片,而是要求能把显微镜下看到的病理切片全片复制下来,进行电子文档的存储、讨论和复核。因此,数字全息组织病理图片亟待推广和普及。笔者认为,数字切片将为法医病理学专业带来革命性的改变,具体应用主要在以下方面:

1. 在检案信息管理　由于数字切片保存期无限,为法医病理档案进行电子文档的建立、存储,防止损坏并解决复核、总结、交流等问题提供了重要的、完整的依据;用数字切片存储病理切片改变了过去传统病理切片库存体积庞大、维护成本高以及切片发霉、变质、褪色等问题,同时使法医病理的信息管理提高到一个新的水平,极大地方便法医病理资料的查询、调阅和会诊。同时,在鉴定机构内部的局域网上,数字切片可向拥有调用权限的部门和鉴定人、复核人开放,进行共享,随时调用,反复观察浏览。

2. 远程会诊与远程交流　基层法医机构特别是公安法医,尸体解剖后组织病理学检查工作多委托医院病理科、医学院病理教研室等部门进行,被委托机构出具病理学诊断后基层法医机构再综合出具死亡原因报告。然而,由于被委托机构多为病理医师,在对案情不明、尸体解剖和现场勘验状况不清的前提下缺乏对整体情况的把握,加之专业侧重点不同,故其病理学诊断方面可能与法医的目的和要求有一

定的差异。如果能建立数字切片专家会诊机制，由上级法医病理学专家远程直接对病理切片观察，并通过与基层鉴定人沟通交流把握案情和解剖情况，即可大大提高法医病理学诊断的针对性和有效性。

对于部分复杂疑难案件，有时需要多家法医机构专家共同会诊、讨论。传统的做法是由管理机构牵头，约定时间、地点后，邀请各机构专家赴会诊地传阅切片，开讨论会商定结果。然而，受专家时间和日程安排的限制，往往会造成部分专家的缺席而影响结论的全面性。同时，专家阅片时间相对较短而往返路程较长，也极大地浪费了专家的时间。通过数字切片网上远程会诊，不仅节约了路上的时间，更重要的是专家可以根据自己空余时间灵活安排，在线阅片并留言，达到经济、高效会诊的目的。

3. 案件复核　法医病理学案件往往需要两个以上的鉴定人，在大多数案件中，往往还需要复核人和签发人对全部案卷材料审查。案卷流转过程中沉重、易碎的病理切片会带来很大的不便。此外，有条件的鉴定机构已经实现了无纸化办公，即将所有文字资料扫描成电子版；尸体解剖照片和器官照片存储为电子版。然而，在缺乏病理切片全息数字图片电子版的情况下，则不得不将玻片搬来搬去。

当遇到有争议的案件时，由于时过境迁，尸体和器官标本多已腐败或被销毁，重要形态学证据可能只有尸体、器官照片及病理切片。此时，使送检机构为难的是，组织切片重要、不可复制且易碎，邮寄过程中难以保证资料的安全性，往往为此专程派人取送。如果复核机构或重新鉴定机构距离较远，就会造成人力、财力的巨大浪费。

4. 能力验证质量控制　近年来，能力验证作为基层鉴定机构鉴定能力的考核方式，已经越来越普及。而病理切片的显微诊断能力是考核工作的重要方面。此外，作为实验室间能力比对，往往会提供检案资料包括病理切片，通过不同机构对同一案件的分析判断结果对比来评估实验室的能力。质量工作的一项重要内容是要保证样品的均一性和稳定性，在提供样品几乎无差别的前提下才能保证质量评价效果的客观性和准确性。如果使用同一组织块做连续切片，当参比机构较多时，第一张切片和最后一张切片直接显示的图像就会有很大差别，这就可能影响到诊断的准确性，从而不符合质量工作的要求。如果采用全息数字切片，将图像信息刻成光盘分发甚至通过网络共享方式阅片，则完全解决上述难题，使待测样品达到均一、稳定性的要求。

5. 培训与教学　数字切片也为法医病理教学、鉴定人培训和法医病理学术交流提供了有效使用工具。通过数字切片中一个缩略的导航图可以看到图像的全貌和当前所在的位置，教师在授课中可让学生任意浏览全图，点击典型病变局部放大缩小很方便讲授，十分直观又通俗易懂。学生可通过数字切片全图浏览，看到图像既有总体印象，又有典型病变区域。数字病理切片的出现，还可事先将大量的切片数字化存入硬盘中，每个学生可以使用计算机独立查看数据库里的任何切片。同在

显微镜下观察图片一样能提供各种放大倍数。用上下左右箭头按钮,可以随意地在图像上移动,便于较快提高读片水平。同理,数字病理切片在鉴定培训、专家讲学中都可得到很好的运用。

第二节　数字切片扫描仪及其工作原理

数字切片(或称虚拟切片)并非一张静态图片,它包含了玻璃切片上的所有病变信息。此数字切片(超大空间、高分辨率图片)可以在电脑上进行任意放大和缩小。利用数字切片可以观测到玻璃切片上的任何一个位置,也可以将相应的位置放大到 5 倍、10 倍、20 倍、40 倍,如同在显微镜上放大缩小一样。

一、数字化显微图像的采集方法

由于显微镜为单人操作设备,用眼睛观察到的显微图像只能通过观察者的文字描述来和他人共享。普通显微镜最明显的局限性还在于观察者的视野范围受到了限制。此外,因为镜头尺寸小,所以每次只能研究一小块区域。如果想查看物体表形,就需要不断地移动载物台来查看物体的全貌。因此,如何将显微镜下图像完全展示和共享,一直是病理学工作者和相关技术人员孜孜以求的课题。随着设备的更新和技术的进步,数字化显微图像的采集手段也经历了普通相机辅以光学扫描仪、摄像头或摄像机辅以图像采集卡、显微数码相机、扫描仪直接扫描等多个阶段。

(一)普通相机辅以光学扫描仪

这种方式始于光学扫描仪特别是底片扫描仪的时期。其原理为首先用普通相机拍摄病理图像,然后将得到的照片利用扫描仪进行数字化。数字化的方法有两种:一是将冲洗后的照片用平板式扫描仪扫描,但这样图像的质量会有较大的损失;二是直接将底片用带透扫功能的扫描仪扫描,图像质量较前者可有较显著的提高。如果能采用高分辨率的胶片扫描仪扫描则效果更为理想。以上两种方法要求扫描仪光学分辨率至少 600 线,色彩位数 24~36 位真彩色。仅在计算机屏幕上观看,扫描分辨率不必设得太高。如果需要打印输出,则分辨率要设置得尽可能高一点。这种方式的缺点是,拍摄周期长、技术条件复杂、成本高,对普通非专业摄影人员而言其技术难度较大,已逐渐趋于淘汰。

(二)摄像头或摄像机辅以图像采集卡

这种方式始于彩色 CCD 作为监控设备普遍应用的时期,目前仍然有一些机构使用这种设备。其原理是以摄像头或摄像机拍摄病理图像,并通过图像采集卡实现数字化。摄像头或摄像机的分辨率一般要达到 480 线,图像采集卡要求能采集真彩

色、分辨率至少为 1024×768 的图像。如果使用摄像机，需要直接将图像采集到硬盘而非录像带上，以避免图像质量的下降。这种方式由于要经过从模拟图像到数字图像的转换，其成像质量受摄像机、图像采集卡等多方面因素影响，不同的配置价格和成像质量有很大的差异。由于采集到的图像分辨率较低，打印输出时质量较差，已有被显微数码相机取代的趋势。

（三）显微数码相机

近年来，随着数码相机分辨率、速度等技术的提高，给显微图像拍摄技术也带来了巨大的发展。该技术不仅操作简单、成像质量高，而且往往还配有专门的图像处理分析和数据库软件。图像直接存入计算机，如果不满意马上可以重拍。不需要胶卷，也不用冲洗，非常方便，基本没有后续投资。目前主流显微镜厂商如 OLYMPUS、NIKON、LEICA 等品牌，可以在显微镜观察过程中以 CCD 动态显示显微图像，对于感兴趣的画面再通过数码相机抓拍，获得高清晰的的数字化图像。然而，此种方式由于仅能获得单个视野的显微图像，无法提供全部显微图像信息，故仍达不到脱离物理切片的目的。此外，由于每幅图像仅通过显微镜准焦螺旋手动对焦，由于切片不同区域厚度存在一定程度的细微差别，故该图像可能由于不同区域厚度不同而影响其清晰度。

（四）扫描仪直接扫描

随显微镜扫描技术发展，使全息数字化显微切片成为可能。目前，主流数字切片的扫描方式分为两种：一是传统的方式。其原理是在显微镜上装配一个高分辨率的 CCD 相机进行拍照，这样将高倍放大的玻璃切片图像进行局部的多次的拍照，并将最后生成的 n 张图片利用计算机的软件功能组合成一个整张的切片图像，这样就完成了数字切片的制作，此方法比较落后，这样扫描成的一个图像所需要的时间往往达到十几分钟，而且采集的画质图像分辨率不够。二是 TDI-CCD 线性扫描技术（移动积分扫描），此扫描技术不是拍照拼接方式，而类似于普通办公用的光学扫描仪的原理，TDI-CCD 图像传感器在物体上移动扫描的同时，图像即传输到计算机上，这样扫描的速度非常之快，再加上其高分辨率、高灵敏度，可以让每个像素点达到 0.23μm，不过，此 TDI-CCD 传感器的造价成本很高，其仪器销售价格超出了一般机构的承受能力。

二、数字切片扫描仪的工作原理

如前所述，从图像采集原理上进行划分，目前数字切片设备可分为面阵和线阵 CCD 采集设备两种。面阵设备多用于自动显微镜，它具有能够直观地对显微镜视场中的图像进行观察的优点，但也存在一些问题：单个视野面阵成像要遍历整个切片，通过拼接全部“方块”视野后才可形成大视野的数字切片，因此存在处理数据量

大、容易造成拼接错误、速度慢等缺点。线阵设备的每行像元数要多于面阵设备，在配合高速平台移动的情况下能够达到更快的扫描速度。由于线阵设备扫描速度快、硬件成本低，已经被用于切片扫描仪系统。这类系统一般为密闭的黑箱系统，切片进出实现了全自动化，这类系统对机械和控制要求很高。同时，线阵设备的图像采集模式要求其必须与平台运动相配合，聚焦方法也不同于面阵设备，这就增加了线阵设备扫描系统的开发难度。下面以线阵 CCD 采集设备为例，简要介绍数字切片扫描的工作原理。

（一）系统工作流程

1. 硬件设备　设备包括显微镜镜头、线阵 CCD 摄像头、显微镜扫描平台、图像采集卡以及个人 PC 机等，扫描控制软件、图像压缩与存储控制软件一般在主流 Windows 环境下开发。扫描工作流程包括四个步骤：粗扫描及配准拼接、病理关键区域定位、自动聚焦、精扫描及配准拼接。

2. 像素分辨率标定　线阵相机在标定像素分辨率后才可以换算出与曝光时间相适应的平台运动速率，平台只有以这个速率运动才能够保证图像在运动方向没有变形。病理切片采集任务中，平台的运动速度直接关系到任务完成效率。通常的做法是先确定曝光时间以确定相机的线采集速率，再通过预先标定的显微分辨率来确定最大平台运动速度。

为确保图像整体亮度适中，采用人机交互的方式确定曝光时间。曝光时间确定后，线采集速率就可以由以下公式来确定。

$$\nu=\frac{1}{t_1+t_2}$$

式中：ν 为线采集速率（像素/秒），t_1和 t_2分别为线阵 CCD 曝光时间和数据传输时间（s/像素）。数据传输时间 t_2取最小值时线采集速率达到最大值。

线阵相机只在运动方向存在伸缩变形，而在平行 CCD 放置方向上没有变形，据此可以标定像素分辨率。针对同一套目镜、物镜及线阵相机，在特定采集倍数下只进行一次分辨率标定工作，之后的图像采集都使用这个标定结果。标定过程如下：

（1）取已知标尺长度为 L（μm）的标定玻片，标尺刻度平行于线阵 CCD 方向放置；

（2）在平台静止状态下对标尺进行图像采集，设采集到的标尺像素长度为 l（像素）；

（3）如下式计算像素分辨率 η（μm/像素）。

$$\eta=\frac{L}{l}$$

这样，在对某个病理切片进行图像采集时，只需要由用户确定曝光时间就可以计算出相应的最大平台运动速率μ(μm/s)。其中 ν_m是最大线采集速率。

$$\mu=\eta\cdot\nu_m$$

3. 显微图像配准　像素分辨率标定好后，就可以采用与曝光时间相配合的平台运动速率进行图像采集。所采集到的图像是沿扫描方向的条带图像。可以认为这些图像之间不存在旋转和尺度变换而仅存在平移变换，这可以表示为下式。

$$f_2(x,y)=f_1(x-x_0,\ y-y_0)$$

式中：$f_1(x,y)$和$f_2(x,y)$是存在偏移为(x_0,y_0)的两幅图像。

(1) 模板匹配配准算法　模板匹配方法适用于仅存在平移变换的两幅图像的配准。它是指用一个较小的图像，即模版图像与源图像的每一个小块进行比较，以确定源图像中是否存在与该模板相同或者相似的区域。

模板匹配方法通常使用模板图像(x,y)和源图像位置小块的欧几里得距离作为距离测度。设$f(x,y)$为$M\times N$的源图像，$t(j,k)$为$J\times K(J\leqslant M,K\leqslant N)$的模板图像，则模板图像和源图像在位置小块的距离定义如下：

$$D(x,y)=\sum_{j=0}^{j-1}\sum_{k=0}^{k-1}[f(x+j,y+k)-t(j,k)]^2$$

式中：假设源图像$f(x,y)$和模板图像$t(j,k)$的原点都在左上角。对任何一个$f(x,y)$中的(x,y)，根据以上两式都可以算得一个$D(x,y)$值。当x和y变化时，$t(j,k)$在源图像区域中移动并得出$D(x,y)$所有值。$D(x,y)$的最小值便指出了$t(j,k)$匹配的最佳位置。

(2) 基准图像的自适应选取　对于模板匹配算法需要一个基准图像，即模板。在图像中随机挑选基准图像是比较普遍的做法，但在显微图像中往往容易选取到信息贫乏的区域而最终导致配准失败。因此，须通过局部图像灰度方差来度量图像信息的丰富程度，进而挑选基准图像。

对于一幅图像，如果其直方图具有明显的双峰且各峰的方差足够小，那么该图像包括两类目标(背景和前景)，图像存在边缘的可能性很大。因此，如果能够在重叠区找到一个区域，该区域灰度方差最大，那么对于该图像来说，该区域所包括的信息最为丰富，特征最为明显，也就找到了比较理想的区域作为基准图位置。

设$f(x,y)$为$M\times N$的源图像，欲选取的基准图大小为$J\times K(J\leqslant M,K\leqslant N)$，灰度方差测度定义如下：

$$D(x,y)=\sum_{j=0}^{j-1}\sum_{k=0}^{k-1}[f(x+j,y+k)-t(j,k)]^2$$

式中：$f(x,y)$表示 $J \times K(J \leqslant M, K \leqslant N)$邻域内的灰度平均值，$D(x,y)$取得最大值的位置$(x,y)$即比较理想的基准图位置区域。

(3) 显微图像的无缝拼接　面阵、线阵相机在拍摄显微图像的时候都存在光照不均。这就给图像拼接带来一个视觉上的问题——拼缝。处理拼缝最常用也最简单的方法是：对两幅图像的重合部分做平滑处理，这会损失一些细节，但视觉效果较好。

以灰度图像为例，假设两幅图像在垂直方向上存在交叠部分且已经进行了配准，如图 6-2-1：

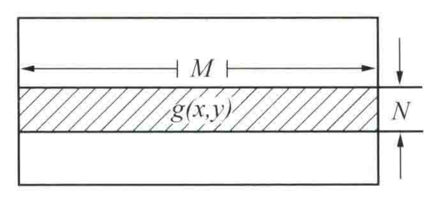


图 6-2-1　拼接示意图

设这两幅图像待计算的交叠部分灰度为 $g(x,y)$，为 $M \times N$ 的图像，其在上下两幅图像中的灰度分别为 $g_1(x,y)$和 $g_2(x,y)$，则 $g(x,y)$的计算如下式：

$$g(x,y)=\frac{N-y}{N}g_1(x,y)+\frac{y}{N}g_2(x,y)$$

(4) 病理关键区域定位　低倍镜下采集到的概要图像含有完整切片的所有信息，包含了大量冗余。实际上，只有病理切片中的细胞和组织信息将用于病理诊断。高倍镜下对冗余信息进行图像采集浪费扫描时间和存储空间，因此需要用算法对概要图像进行分析，定位出病理关键区域以指导高倍镜下的图像采集工作。这里的病理关键区域是指包含细胞和组织信息的最小外接矩形框，其定位步骤如下：

首先，使用阈值分割算法对灰度化后的概要图像进行分割。灰度化后的概要图像比较简单，直方图明显呈双峰，使用灰度均值作为分割阈值即可得到较好的分割效果。

然后，采用连通域搜索算法得到分割后图像的所有连通域。将这些连通域按照面积从大到小排列。记按照面积排序后的连通域为 $\alpha_1, \alpha_2 \ldots \alpha_n$，对应面积为 $s_1, s_2, \ldots s_n$ $(s_1 \geqslant s_2 \geqslant \cdots \geqslant s_n)$。取合适的阈值 C，以 S 表示符合条件的连通域集合，其中，$i, j=1, 2, \ldots, n-1$。

$$S = \left\{\alpha_j \mid j < min\left\{i \mid \frac{S_i}{S_{i+1}} \geqslant \gamma\right\}\right\}$$

阈值 C 的选取应考虑两个要点：排除类似于噪声的较小连通域的影响；存在多个关键区域的情况下能保证关键连通区域不丢失。最后，求取关键区域。考虑平台的运动状态和相机采图模式，取集合 S 的所有连通域的最小外接矩形作为关键区域。

(5) 自动聚焦

1) 聚焦函数：目前应用于显微镜的自动聚焦方式多为无源方式。这种方式不是依赖外部条件(如激光、红外线或超声波等)来测量透镜和物体之间的距离，而是采用图像处理技术来确定被观察物体是否在聚焦平面上。控制显微镜工作台沿Z向运动，在运动过程中同时计算在相应物面位置的图像聚焦评价函数的值，评价函数最大值的物面即为聚焦平面。因此，自动聚焦的关键是构造一个可靠、快速的聚焦评价函数。评价函数要求具有无偏性和单峰性，能够在最佳聚焦位置获得最大值，同时具有良好的抗噪能力，如下式所示：

$$L_0=max\sum_x\sum_y ML(x,y)ML(x,y)\geqslant T$$

式中：$ML(x,y)$的计算如下式：

$$ML(x,y) = |2f(x,y)-f(x-step,y)-f(x+step,y)|+|2f(x,y)-f(x-step,y)-f(x+step,y)|$$

$f(x,y)$为在对应深度下所采集到的数字图像，T为一个阈值，大于阈值的拉普拉斯值才参与求和，L_0对应的位置即为聚焦位置。

2) 系统聚焦策略：线阵系统的采集模式决定了它不能在采集过程中穿插聚焦函数的计算。因此我们在病理关键区域定位的基础上设置了若干个采样点，进行精扫描之前在这些采样点上计算聚焦评价函数，并拟合出聚焦平面。精扫描时，自动平台依照拟合好的平面进行运动，获得焦面上的图像。

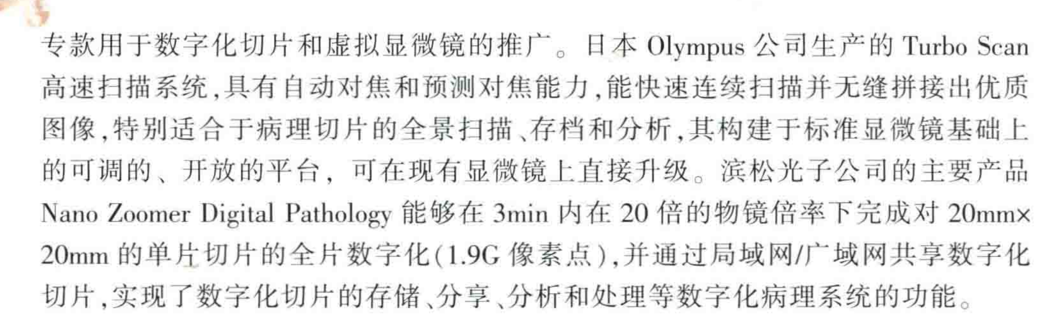
三、当前主流扫描仪

（一）美国Aperio公司

在美国，数字化切片渐渐形成一种成熟的商业模式。作为数字化病理系统解决方案的领航者，美国Aperio公司致力于以网络病理影像浏览与信息管理平台为基础，建立虚拟显微镜的标准。其主要产品包括Aperio全自动数字化病理切片扫描仪、Spectrum网页管理型数字化病理信息管理分析软件，同时还为客户提供切片扫描、数字化切片服务器、数字化切片共享等服务。Aperio与全球领先的医疗信息技术供应商Cerner公司共同发布的AperioSpectrum系统与CernerCoPathPlus系统的接口，为虚拟显微镜系统和病理信息系统的整合提供了解决方案。

（二）日本公司的数字病理系统

日本的数字病理系统也在蓬勃地发展着。2007年日本政府拨出几百亿日元的



专款用于数字化切片和虚拟显微镜的推广。日本 Olympus 公司生产的 Turbo Scan 高速扫描系统,具有自动对焦和预测对焦能力,能快速连续扫描并无缝拼接出优质图像,特别适合于病理切片的全景扫描、存档和分析,其构建于标准显微镜基础上的可调的、开放的平台，可在现有显微镜上直接升级。滨松光子公司的主要产品 Nano Zoomer Digital Pathology 能够在 3min 内在 20 倍的物镜倍率下完成对 20mm×20mm 的单片切片的全片数字化(1.9G 像素点),并通过局域网/广域网共享数字化切片,实现了数字化切片的存储、分享、分析和处理等数字化病理系统的功能。

（三）爱尔兰的 Slide Path

来自爱尔兰的 Slide Path 被认为是世界上最好的数字化病理软件供应商之一,其产品和服务在 10 个国家为超过 70 个客户所使用，包括一些著名的医疗研究机构,如爱尔兰皇家内科医学院、伦敦大学、伊拉斯谟医疗中心等。其推出的病理学教学套件 Digital Slide box 通过简单易用的界面帮助用户创建带有注解、超链接、多媒体文件的课件,学员通过 Digital Slide box 可以随时在线获取数字化切片、文档和演示文稿进行自学。Distiller 是一个功能强大的基于网络的数据收集和管理工具,为临床研究提供生命科学、临床诊疗相关的数据管理、数据挖掘、在线实时协作等功能。Slide Path 的其他产品有计算机辅助图像分析软件、Web 产品、数字化切片服务器等。Web 技术的发展与 Web 应用的不断扩大也推进了数字化病理学的发展。应用 Web2.0 技术的病理学也被称为 Pathology2.0,现有的实例包括,通过 Flickr 网络相册、MedPix、Medting 实现的数字化切片图像共享,Aperio 的 Second Slide 会诊服务系统,以及 Bio-Imagene 的 Path Xchange 系统。而类似 MyPACS.net 这样的站点则为病理学教学提供数据共享和协作。在移动设备上也出现了虚拟显微镜的应用程序，该程序可使病理学家通过蜂窝网络或者 WiFi 网络在 iPhone 上浏览高质量的切片图像,从而作出诊断。该应用可以在没有计算机、显微镜或者原始标本的情况下快速获取专家转诊。系统由一个高精度显微镜切片扫描仪、一个图像服务器和 iPhone 组成。iPhone 用户通过网络访问图像服务器上相关部分的图像,并使用多点触摸的技术直观地对图像进行浏览。

（四）国产扫描仪

跟国外相比,目前国内的应用市场以引进国外产品为主,其中存在着设备价格昂贵、投资风险大等问题,应用范围受到了极大限制。国家扶植拥有自主产权的数字化病理学产业的发展非常必要。纵观国内市场,2006 年北京优纳首次推出数字化病理学产品,并且一直以来处于国内该行业的领先地位。优纳是第一家在国内率先推出全自动数字化病理学产品的民族企业,技术上亦处在国际水平。同国外其他数字化病理学厂商一样,优纳也拥有自己的切片扫描仪、数字切片浏览与分析、数字切片服务等产品。

第三节　法医病理数字化图文信息库的构建

传统的法医病理档案储存离不开充斥着甲醛气味的标本间、沉重的切片盒以及厚厚的照片册,这些对于无论是检案还是数据整理工作都带来了极大的不便。随着时间的推移,标本仍然会缓慢腐败,切片、照片也会慢慢褪色,使这些作为定案依据的重要证据趋向于湮灭。

如今,计算机技术的广泛应用为各行业带来了革命性的改变,办公自动化、信息存储、远程通信与资源共享等在各领域发挥着越来越重要的作用,而反观国内机构内法医病理的设施几乎都还停留在20世纪水平。因此,有必要借助现代计算机技术、远程共享技术以及大容量存储技术对法医病理学传统工作模式进行改造。

一、设计思路

法医病理学以形态学为基础,又涉及大量的个体特征、推理论断等文字信息。同时,为了分发、讨论和判断,还需要远程联络和信息共享。这些要求大致类似于医学影像网络系统(picture archiving and comuniations systems,PACS),通过对医学图像和信息进行计算机智能化处理后,可使图像诊断摒弃传统的肉眼观察和主观判断。借助计算机技术,可以对图像的像素点进行分析、计算、处理,得出相关的完整数据,为医学诊断提供更客观的信息。然而,法医病理学图文信息与PACS相比还是有一定的差异,具体见表6-3-1。

表6-3-1　PACS与法医病理信息库的对比

	PACS	法医病理信息库
数据接收	DICOM格式的医学影像	法医病理学图文信息
图像处理	窗宽、窗位、伪彩等进行调节	不允许对图像作任何更改
参数测量	ROI值、长度、角度、面积等数据的测量	较少使用到测量功能
储存管理	DICOM3.0格式影像存储和传输	案例信息归档、检索和调阅
远程共享	仅影像数据的远程发送和接收	法医图文资料的发射和接收

二、工作流程

(一)检案信息登记输入

前台登记工作站录入患者基本信息及检案申请信息,也可通过检索医学信息系统(MIS)进行被鉴定人信息自动录入,并对检案流程进行信息添加、资料流转、报

告及检索信息打印等工作。

（二）文字信息录入

被鉴定人信息一经录入，其他工作站可直接从系统主数据库中自动调用，无需重新手动录入；检验所见、鉴定结果等文字信息既可以在 Word、WPS 等第三方软件中录入后整体添加，也可以在 MIS 中调取第三方文字处理软件进行实时编辑和保存。

（三）图像信息的获取

(1) 对于大体解剖照片、器官检查照片、现场录像以及医学影像学图片可以通过数码相机、扫描仪、数字录影机（或监控设备）等采集图像，然后通过任一授权用户终端录入系统。

(2) 对于组织病理切片的图像信息，可以通过数字切片扫描仪获取全息数字图像，也可以通过数字 CCD 获取病理切片的数字照片。数字切片图像可录入影像管理系统，也可存入专用管理软件中，通过 MIS 调取。

（四）图像调阅

图文信息存储完成后，鉴定人可通过网络进行图像调阅、浏览、排版及标注，并可进行报告排版及打印。

（五）信息流转

鉴定人、复核人在形成鉴定结果过程中可实现无纸化办公。书写报告过程中，可使用常用鉴定书模板，以减少输入工作量。报告审核过程中可对修改内容进行修改痕迹保留，便于对修改者进行溯源。鉴定报告完成后通过打印机进行输出并打印后交鉴定人签字，同时全部图文信息上传至主服务器存储备份。打印完成后的报告不能再进行修改，但可以只读方式检索和调阅。

三、存储技术架构

与医学影像学的 PACS 类似，法医病理图文信息系统的核心是海量数据存储。合理设数据存储结构，如何提高在线数据随机存取的效率，是成功建设信息系统的关键（图 6–3–1）。

（一）硬件

服务器（奔 W，镜像硬盘）1 台

计算机（奔 W）4 台以上，其中 1 台增加光盘刻录机

三目显微镜 3 台以上

四目显微镜 1 台
彩色 CCD(600 线)配数码单反照相机(50 万像素)3 台以上
相机转接口 3 套以上
数字切片扫描仪 1 台
彩色激光打印机(2400×2400 dpi)l 台
扫描仪(双平台,1200×2400)l 台
单反数码机 1 台
大体标本翻拍仪 1 台
高精度交流稳压源 1 台
交换机 1 台。



图 6-3-1 用于信息存储和数据交换的网络存储器

(二)系统功能模块

(1) 系统功能强大,并留有足够的扩展和开发空间,工作站可根据需要增加点数十个。系统功能包括:文字和图像资料的录入、大体照相、显微照相、图文报告、打印登记本、打印日报表、打印流转单、报告查询、示教、课件制作、远程会诊、鉴定人员和技术员的工作量统计和经济效益分析等。

(2) 在服务器统一管理下,各个分析子系统工作站能在规定的相应权限内同时进行工作,相互不干扰,不排队,并实现信息相互传递、调用和共享。

(3) 各种报告书中除文字描述外,还可附有彩色显微照片或大体照片。图像装入方式可逐个单独装入,也可一次性整批装入。报告中文字的输入,分别建立常用

词库。界面友好,操作方便。

(4) 报告打印既可以逐例打印,也可以批量打印。激光打印机实行网络共享,排队打印。

(5) 设置系统工作站的各种权限,各工作站严格在规定的权限内工作。其中最高技术负责人权限最高,除一般工作站的权限外,还享有全部档案资料的调用、修改报告、检查鉴定人员的工作量等权限。

(6) 资料存储方式可存储于光盘和大容量硬盘,以满足工作的不同需要。

参考文献

Aghayev E, Jackowski C, Christe A, et al. Radiopaque stomach contents in postmortem CT in suicidal oral medication intoxication: Report of three cases. Journal of forensic and legal medicine, 2010, 17(3): 164–168

Aghayev E, Staub L, Dirnhofer R, et al. Virtopsy–the concept of a centralized database in forensic medicine for analysis and comparison of radiological and autopsy data. Journal of forensic and legal medicine, 2008, 15(3): 135–140

Aghayev E, Yen K, Sonnenschein M, et al. Pneumomediastinum and soft tissue emphysema of the neck in postmortem CT and MRI; a new vital sign in hanging? Forensic science international, 2005, 153(2): 181–188

Ampanozi G, Ruder T D, Preiss U, et al. Virtopsy: CT and MR imaging of a fatal head injury caused by a hatchet: a case report[J]. Legal Medicine, 2010, 12(5): 238–241

Bauer M, Polzin S, Patzelt D. The use of clinical CCT images in the forensic examination of closed head injuries. Journal of clinical forensic medicine, 2004, 11 (2): 65–70

Brogdon. Forensic radiology.London: CRC press, 1998

Brown K R, Silver I A, Musgrave J H, et al. The use of μCT technology to identify skull fracture in a case involving blunt force trauma. Forensic science international, 2011, 206(1): e8–e11

Buck U, Naether S, Braun M, et al. Haptics in forensics: The possibilities and advantages in using the haptic device for reconstruction approaches in forensic science. Forensic science international, 2008, 180(2): 86–92

CHEN M, HUANG P, WAN L. Postmortem MSCT Diagnosis of Whiplash Injuries in a Traffic Accident: A Case Report and Review of the Literature [J]. Fa Yi Xue Za Zhi, 2014, 30(2):148–150

Christe A, Flach P, Ross S, et al. Clinical radiology and postmortem imaging (Virtopsy) are not the same: specific and unspecific postmortem signs. Legal Medicine, 2010, 12(5): 215–222

Christe A, Oesterhelweg L, Ross S, et al. Can MRI of the neck compete with clinical

findings in assessing danger to life for survivors of manual strangulation? A statistical analysis. Legal Medicine, 2010, 12(5): 228–232

Cooper Z, Gross J A, Lacey J M, et al. Identifying survivors with traumatic craniocervical dissociation: a retrospective study. Journal of Surgical Research, 2010, 160(1): 3–8

da Silva R F, Prado F B, Caputo I G C, et al. The forensic importance of frontal sinus radiographs. Journal of forensic and legal medicine, 2009, 16(1): 18–23

Filograna L, Tartaglione T, Filograna E, et al. Computed tomography (CT) virtual autopsy and classical autopsy discrepancies: Radiologist's error or a demonstration of post–mortem multi–detector computed tomography (MDCT) limitation?. Forensic science international, 2010, 195(1): e13–e17

Hirakawa K, Koike K, Uekusa K, et al. Experimental estimation of postmortem interval using multivariate analysis of proton NMR metabolomic data. Legal Medicine, 2009, 11: S282–S285

Huang P, Wan L, Qin Z, et al. Post–mortem MSCT diagnosis of acute pericardial tamponade caused by blunt trauma to the chest in a motor–vehicle collision[J]. Rom J Leg Med, 2012, 20(2): 117–122

Huang P, Yu R, Li S, et al. Sudden twin infant death on the same day: a case report and review of the literature[J]. Forensic science, medicine, and pathology, 2013, 9 (2): 225–230

Huang W H, Huang P, Li Z D, et al. 3D finite element model of human knee injuries in the traffic accident[J]. Fa yi xue za zhi, 2014, 30(1): 1–6, 12

Ith M, Bigler P, Scheurer E, et al. Observation and identification of metabolites emerging during postmortem decomposition of brain tissue by means of in situ 1H – magnetic resonance spectroscopy. Magnetic resonance in medicine, 2002, 48(5): 915–920

Jacobsen C, Lynnerup N. Craniocerebral traumaCongruence between postmortem computed tomography diagnoses and autopsy results: A 2–year retrospective study. Forensic science international, 2010, 194(1): 9–14

Jacobsen C, Lynnerup N. Craniocerebral trauma—Congruence between postmortem computed tomography diagnoses and autopsy results: A 2–year retrospective study. Forensic science international, 2010, 194(1): 9–14

Kempter M, Ross S, Spendlove D, et al. Post–mortem imaging of laryngohyoid fractures in strangulation incidents: first results. Legal Medicine, 2009, 11(6): 267–271

Komoroski R A, Pappas A, Hough A. Nuclear magnetic resonance in pathology: I. Principles and general aspects. Human pathology, 1991, 22(11): 1077–1084

Li Z, Zou D, Liu N, et al. Finite element analysis of pedestrian lower limb fractures by direct force: The result of being run over or impact?[J]. Forensic science international, 2013, 229(1): 43-51

Madea B. Is there recent progress in the estimation of the postmortem interval by means of thanatochemistry? Forensic science international, 2005, 151(2): 139-149

McGrath B M, McKay R, Dave S, et al. Acute dextro-amphetamine administration does not alter brainmyo-inositol levels in humans and animals: MRS investigations at 3 and 18.8 T. Neuroscience research, 2008, 61(4): 351-359

Ohshima T. Forensic wound examination. Forensic science international, 2000, 113(1): 153-164

Pappas A A, Komoroski R A, Thompson J R, et al. Nuclear magnetic resonance spectroscopy in pathology: II. Current and future clinical applications. Human pathology, 1992, 23(1): 4-12

Roberts M D, Lange R C, McCarthy S M. Fetal anatomy with magnetic resonance imaging. Magnetic resonance imaging, 1995, 13(4): 645-649

Schnider J, Thali M J, Ross S, et al. Injuries due to sharp trauma detected by post-mortem multislice computed tomography (MSCT): a feasibility study. Legal Medicine, 2009, 11(1): 4-9

Shao Y, Zou D, Li Z, et al. Blunt liver injury with intact ribs under impacts on the abdomen: a biomechanical investigation[J]. PloS one, 2013, 8(1): e52366

Sharma B R, Gupta M, Bangar S, et al. Forensic considerations of missed diagnoses in trauma deaths. Journal of forensic and legal medicine, 2007, 14(4): 195-202

Shepherd T M, Flint J, Thelwall P E, et al. Postmortem interval alters the water relaxation and diffusion properties of nervous tissue: implications for high resolution MRI of human autopsy samples[C]//Proc Intl Soc Magn Reson Med. 2006, 14: 139

Thali M J, Braun M, Dirnhofer R. Optical 3D surface digitizing in forensic medicine: 3D documentation of skin and bone injuries. Forensic science international, 2003, 137(2): 203-208

Thali M J, Dirnhofer R, Becker R, et al. Is "virtual histology"the next step after the 'virtual autopsy'? magnetic resonance microscopy in forensic medicine. Magnetic resonance imaging, 2004, 22(8): 1131-1138

Thali M J, Yen K, Schweitzer W, et al. Into the decomposed body-forensic digital autopsy using multislice-computed tomography. Forensic science international, 2003, 134(2): 109-114

Thali M J, Yen K, Schweitzer W, et al. Virtopsy, a new imaging horizon in forensic pathology: virtual autopsy by postmortem multislice computed tomography (MSCT)



and magnetic resonance imaging (MRI)–a feasibility study. Journal of forensic sciences, 2003, 48(2): 386–403

Thali M J, Dirnhofer R, Vock P. The virtopsy approach: 3D optical and radiological scanning and reconstruction in forensic medicine. London: CRC Press/Taylor & Francis, 2009

Thayyil S, Chandrasekaran M, Chitty L S, et al. Diagnostic accuracy of post–mortem magnetic resonance imaging in fetuses, children and adults: a systematic review. European journal of radiology, 2010, 75(1): e142–e148

Thayyil S, Schievano S, Robertson N J, et al. A semi–automated method for non–invasive internal organ weight estimation by post–mortem magnetic resonance imaging in fetuses, newborns and children. European journal of radiology, 2009, 72(2): 321–326

Thomsen A H, Jurik A G, Uhrenholt L, et al. An alternative approach to computerized tomography (CT) in forensic pathology. Forensic science international, 2009, 183(1): 87–90

Yen K, Lövblad K O, Scheurer E, et al. Post–mortem forensic neuroimaging: correlation of MSCT and MRI findings with autopsy results. Forensic science international, 2007, 173(1): 21–35

Yen K, Lövblad K O, Scheurer E, et al. Post–mortem forensic neuroimaging: correlation of MSCT and MRI findings with autopsy results. Forensic science international, 2007, 173(1): 21–35

Yen K, Thali M J, Aghayev E, et al. Strangulation signs: initial correlation of MRI, MSCT, and forensic neck findings. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2005, 22(4): 501–510

Yen K, Vock P, Christe A, et al. Clinical forensic radiology in strangulation victims: forensic expertise based on magnetic resonance imaging (MRI) findings. International journal of legal medicine, 2007, 121(2): 115–123

Yen K, Vock P, Tiefenthaler B, et al. Virtopsy: forensic traumatology of the subcutaneous fatty tissue; multislice computed tomography (MSCT) and magnetic resonance imaging (MRI) as diagnostic tools. Journal of forensic sciences, 2004, 49(4): 799–806

Zhang J, Shao Y, Qin Z, et al. Sudden Unexpected Death due to Chiari Type I Malformation in a Road Accident Case[J]. Journal of forensic sciences, 2013, 58(2): 540–543

Zou D H, Li Z D, Shao Y, et al. Numerical reconstruction and injury biomechanism in a car–pedestrian crash accident[J]. Fa yi xue za zhi, 2012, 28(6): 401–407

Zou D H, Shao Y, Zhang J H, et al. Pulmonary hemorrhagic infarction due to fat embolism and thromboembolism after maxillofacial plastic surgery: a rare case report [J]. Fa yi xue za zhi, 2012, 28(5): 375–378

Zou D, Shao Y, Qin Z, et al. Death due to fulminant neuroleptic malignant syndrome induced by low doses of haloperidol: A rare case[J]. Journal of forensic and legal medicine, 2014, 24: 12–14

包永涛, 李海岩, 赵玮, 等. 第 95 百分位人体头部有限元模型的构建及分析[J]. 天津科技大学学报, 2010, 25(4): 48–51

蔡志华, 兰凤崇, 陈吉清, 等. 基于汽车碰撞损伤的人体胸部有限元模型构建与验证[J]. 医用生物力学, 2013, 28(1): 36–43

曹弋, 徐慧智, 左忠义. 汽车错位碰撞事故再现分析模型研究[J]. 大连交通大学学报, 2013, 34(6): 31–34

曾德华, 史正旭, 张睿, 等. 病理信息管理系统的建设与应用. 中国体视学与图像分析, 2011,15 (4): 451–455

陈兴武, 利焕祥, 李杰. 有限元分析法用于法医损伤学研究的探讨. 中国法医学杂志, 2004 (S1)

陈忆九, 邓建强, 颜峰平. 欧盟成员国法医学尸体解剖规则介绍. 法医学杂志, 2005, 21(2): i008–i012

陈忆九, 邹冬华, 邵煜. 有限元方法在法医损伤鉴定中的应用. 中国司法鉴定, 2010 (5): 28–32

陈忆九. 法医病理鉴定实务. 北京:法律出版社, 2008

陈英华, 董为人, 俞新华, 等. 基于网络的数字组织切片在组织学实验教学中的应用. 中国组织化学与细胞化学杂志, 2009, 18(4): 454–458

丁正林, 刘东波, 刘秀, 等. 基于三维激光扫描的交通事故现场信息采集. 交通与计算机, 2009, 26(6): 69–71

杜晓洋. 临床诊断专家系统浅谈. 黑龙江科技信息, 2009 (33): 122

杜晓洋. 远程临床诊断专家系统的设计与开发. 青岛:中国海洋大学, 2008

郭磊, 金先龙, 申杰, 等. 人车碰撞事故的行人伤害研究. 上海交通大学学报, 2008, 41(2): 262–267

郭磊, 金先龙, 张晓云, 等. 自行车碰撞事故的动力学响应仿真. 系统仿真学报, 2007, 19(14): 3331–3334

郭磊. 汽车与两轮车碰撞事故的仿真研究及应用 . 上海: 上海交通大学, 2008

韩鸿宾. 临床磁共振成像序列设计与应用. 北京:北京大学医学出版社, 2007

郝卫亚, 罗新林, 张立藩. 胸腹部钝性撞击损伤的生物力学研究. 航天医学与医学工程, 1996, 9(2): 147–150

何松, 张建正, 张建兵, 等. 病理信息网络和图像分析系统的研制. 中国医疗器械杂

志, 2005, 29(5): 334–335
洪亮, 陈昆山. 交通事故现场三维数字化信息的获取及再现. 拖拉机与农用运输车, 2011 (6)
胡忠良. 数字切片在病理学教学中的应用. 山西医科大学学报: 基础医学教育版, 2010, 12(8): 834–835
黄存军, 黄世霖. MADYMO 软件在乘员约束系统建模中的应用. 汽车技术, 1998 (10): 5–7
黄平, 李正东, 邵煜, 等. 基于 MSCT 和 Mimics 软件构建人体颅骨三维有限元模型 [J]. 法医学杂志, 2011, 27(1): 1–4
黄勇, 蒋工亮, 孙朕, 等. 基于图像处理技术的高速公路弯道车速预警系统的研究 [J]. 山东交通学院学报, 2009, 17(4): 23–27
贾静涛. 法医人类学. 沈阳:辽宁科学技术出版社, 1993
姜树学, 丁炯. 人体断面解剖学. 北京:人民卫生出版社, 2000
姜树学,马述盛. CT 与 MRI 影像解剖学图谱. 沈阳:辽宁科学技术出版社, 2000
姜志国, 韩冬兵, 谢凤英, 等. 基于全自动显微镜的图像新技术研究. 中国体视学与图像分析, 2004, 9(1): 31–36
金先龙, 张晓云. 交通事故数字化重构理论与实践. 北京:人民交通出版社, 2007
李丹, 沈辉. 基于多刚体假人模型的道路交通事故仿真研究. 扬州大学学报: 自然科学版, 2009, 12(2): 70–74
李金, 吕汉兴. 医疗诊断专家系统推理机的设计与实现. 微机发展, 2004, 14(9): 42–44
李新锋, 戴力扬. 颈椎损伤生物力学研究进展. 中华创伤骨科杂志, 2004, 6(8): 920–923
李正东, 邹冬华, 刘宁国, 等. 人体骨盆有限元模型的建立及其在法医学鉴定中的应用价值[J]. 法医学杂志, 2010 (6): 406–412
梁福民, 殷好治. 腰椎疾病比较影像学. 济南:山东科学技术出版社, 2005
梁建中, 吴秋良, 匡亚玲, 等. 计算机技术在病理信息管理中的应用. 现代医学仪器与应用, 2005 (11): 43–45
刘炳坤. 冲击损伤生物力学研究进展. 航天医学与医学工程, 1999, 12(1): 62–66
刘宁国, 陈忆九, 邹冬华, 等. 数字化技术在法医颅脑损伤生物力学分析中的应用. 中国司法鉴定, 2010 (5): 71–74
刘宁国, 杨嵩民, 赵辉林, 等. 多层螺旋 CT 在交通事故损伤生物力学分析中的应用. 法医学杂志, 2010 (6): 401–405
刘宁国, 邹冬华, 许建荣, 等. 影像学技术与尸体解剖在致伤方式鉴定中的应用比较. 法医学杂志, 2009, 25(4): 254–259
刘渊. 现代医学影像在腹部实质性脏器损伤的临床应用. 实用医技杂志, 2006, 13

(14): 2412
刘子建, 张建华, 杨济匡. 碰撞生物力学基础及其应用. 中华创伤杂志, 2001, 5(17): 261–263
鲁光泉, 胡楠, 李一兵. 道路交通事故现场平面直线参数的摄影测量重建方法. 交通运输工程学报, 2010, 10(3): 118–121
鲁光泉, 胡楠, 李一兵. 道路交通事故现场平面直线参数的摄影测量重建方法. 交通运输工程学报, 2010, 10(3): 118–121
鲁光泉, 李一兵. 基于普通数码相机的交通事故摄影测量技术及其研究进展. 交通运输工程与信息学报, 2005, 3(3): 63–67
鲁光泉, 许洪国, 马社强, 等. 交通事故摄影图像的自标定三维重建模型. 交通运输工程学报, 2006, 6(3): 109–113
鲁光泉. 交通事故现场三维摄影测呈现场线性标定方法. 土木工程学报, 2003, 36 (7)
莫耀南. 法医学司法鉴定.郑州:郑州大学出版社, 2003
聂生东, 司京玉. 医学显微图像自动拼接的方法研究. 中国生物医学工程学报, 2005, 24(2): 173–178
宁一鹏, 李雷, 潘伟国. 基于三维激光扫描技术的交通事故现场处理方法探讨. 科技风, 2012 (10): 44–44
蒲玲玲, 邵毅明, 庹永恒. 轿车与自行车碰撞事故再现及骑车人损伤分析. 公路与汽运, 2010 (2): 52–55
邵双运. 光学三维测量技术与应用. 现代仪器, 2008, 14(3): 10–13
邵煜, 黄平, 李正东, 等. 人体胸廓骨骼三维有限元模型的构建及生物力学分析. 法医学杂志, 2013, 29(2): 81–85
邵煜, 邹冬华, 刘宁国, 等. 有限元方法在法医学颅脑损伤分析中的应用. 法医学杂志, 2010 (6): 449–453
申杰, 金先龙, 郭磊, 等. 人车碰撞事故的行人初始状态研究. 上海交通大学学报, 2008, 41(2): 268–271
宋景芬, 张文平, 曾娟, 等. 基于 MADYMO 软件的交通事故中行人运动机理研究. 中国司法鉴定, 2013,73 (1): 91–94
孙巍, 俞春俊, 徐棱, 等. 交通事故现场快速绘图系统研发及示范应用. 交通信息与安全, 2013 (1):70–72
万雷, 魏华, 应充亮, 等. 尸体血管造影技术的发展和趋势. 中国司法鉴定, 2014, 73: 51–55
万雷, 应充亮, 刘宁国. 多层螺旋 CT 冠状动脉钙化积分在评价冠心病猝死中的应用. 法医学杂志, 2013, 29: 401–404
汪军, 杨新军, 张映艳. 急诊影像学对外伤性胸腹腔脏器破裂诊断价值的分析. 地



方病通报, 2009, 23(6): 92–93
汪岚, 刘良. 人工神经网络的法医学应用. 中国法医学杂志, 2005, 20(3): 161–164
王保健. 法医学. 第5版. 北京:人民卫生出版社, 2008
王秋玲. 浅谈胸部异常积气的影像学诊断意义. 中国现代药物应用, 2009 (5):82–83
王卫星, 潘鄂舞, 王瑞. 数字化X线摄影技术临床应用. 北京:中国医药科技出版社, 2007
王仪. 数字化病理切片在病理远程会诊中的应用及体会. 中国社区医师: 医学专业, 2013, (5): 246
王玉, 羊玢, 江志鹏, 等. 基于PC–Crash的车–人碰撞事故仿真与分析. 现代交通技术, 2013, 9(5): 77–79
王玉芳, 张昕, 尤文. 心血管疾病计算机诊断专家系统. 长春工业大学学报: 自然科学版, 2005, 26(2): 120–122
王振原. 法医学鉴定书指南. 北京:北京大学医学出版社, 1997
魏经国. 影像诊断病理学. 西安:第四军医大学出版社, 2007
吴恩惠. 医学影像学. 第5版. 北京:人民卫生出版社, 2006
吴家駇. 法医学. 第3版. 成都:四川大学出版社, 2006
伍新尧. 高级法医学. 郑州:郑州大学出版社, 2002
肖坚, 张会霞, 刘良. 虚拟现实技术在法医病理学中的应用. 法医学杂志, 2005, 21(2): 146–148
肖坚, 张会霞, 骆昌政, 等. 新西兰白兔死亡后颅脑CT检查与死亡时间关系的研究. 中国法医学杂志, 2006, 21(2): 82–84
邢建国. 安装核磁共振机的场地要求和检测条件. 医疗设备信息, 2003, 9: 41–42
徐东升, 袁飞云, 屈雷. 白绒山羊疾病诊断专家系统推理机的设计. 现代电子技术, 2009, 32(14): 98–100
徐瑲, 兰欢, 赵宏贤, 等. 组织学数字切片库的构建与探讨. 基础医学教育, 2012, 14(7): 550–552
鄢兰元, 陈渝斌, 缪莹赟, 等. 人颅面骨三维有限元模型的建立. 西南国防医药, 2012, 22(5): 477–479
杨群印, 金先龙, 张晓云, 等. 面向人体损伤的载货车–摩托车事故再现研究[J]. 振动与冲击, 2007, 26(5): 77–80
杨天潼, 李振伟, 刘良, 等. 磁共振波谱技术推测不同温度下的死亡时间. 法医学杂志, 2008, 24(2): 85–89
姚文莉, 王育平, 边力, 等. 多刚体系统接触碰撞动力学研究进展. 力学与实践, 2007, 29(6): 9–12
叶可人, 姜志国, 孟钢. 一种基于线阵CCD成像的显微虚拟切片扫描系统. 中国体视学与图像分析, 2009, 14(4): 413

于兹喜. 医学影像检查技术学. 北京:人民卫生出版社, 2010
袁静, 张华, 刘长兴. 数字病理信息系统的设计与实现. 中国医疗设备 ISTIC, 2013, 28(9)36-39
张富丽, 岳奎涛, 李丽新. 颅脑外伤比较影像学进展. 中国中西医结合影像学杂志, 2010, 2: 031
张惠芹主译. 虚拟尸检方法. 法医 3D 光学和放射学扫描与重建. 北京:中国人民公安大学出版社, 2012
张力方, 张红帆. 数字化放射科的设备配置. 中国医学装备, 2005, 1(3): 40-42
张彤, 刘洪臣. 建立人颅面复合体三维有限元模型的研究进展. 人民军医, 2008, 50(6): 376-377
赵俊义, 张建正, 刘宁国. 法医骨学推断计算机专家系统的开发研究. 法医学杂志, 2005, 21(3): 177-179
赵子琴. 法医病理学. 北京:人民卫生出版社, 2009
郑剑, 刘宁国, 邹冬华, 等. 不同部位颅脑摔跌伤的特征分析 68 例[J]. 中国法医学杂志, 2010, 25(6): 425-427
郑剑, 刘宁国, 邹冬华, 等. 三维螺旋 CT 在机械性损伤尸体检验中的价值[J]. 中国法医学杂志, 2010, 25(3): 150-154
中华医学会. 临床技术操作规范: 病理学分册. 北京:人民军医出版社, 2004.
邹冬华, 陈忆九, 刘宁国, 等. 车外人员撞击伤特点分析[J]. 中国司法鉴定, 2010(4): 55-58
邹冬华, 李正东, 黄平, 等. 股骨有限元模型的建立及损伤生物力学验证[J]. 法医学杂志, 2011, 27(4): 241-245

[General Information]
书名=法医病理数字化新技术理论与实践=The theory and practice of new digital techniques of forensic pathology
作者=刘宁国，陈忆九主编
页数=323
SS号=13839788
DX号=
出版日期=2015.01
出版社=上海科技教育出版社